

Université de Montréal

**La relation entre les positions du tronc et les stratégies  
motrices utilisées par les personnes hémiparétiques lors  
du passage de la position assise à debout**

par

Julie Lecours

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès Sciences (M.Sc.)  
en Sciences biomédicales  
Option réadaptation

Août 2006

© Julie Lecours, 2006



W  
4  
U58  
2007  
v. 026

## AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

## NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

La relation entre les positions du tronc et les stratégies motrices utilisées par les personnes  
hémiparétiques lors du passage de la position assise à debout

présenté par :

Julie Lecours

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Bourbonnais, Ph.D (président-rapporteur)

Denis Gravel, Ph.D (directeur de recherche)

Sylvie Nadeau, Ph.D (co-directrice de recherche)

Alain Leroux, Ph.D (membre du jury)

## Résumé

Transférer d'une position assise à une position debout est une tâche relativement exigeante au niveau du genou et de la hanche. À cause de la faiblesse musculaire, elle peut donc s'avérer très difficile ou même impossible à accomplir chez les individus atteints d'une hémiparésie à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC). L'objectif principal de ce projet de recherche est de déterminer, chez les sujets sains et hémiparétiques, si les positions du tronc dans le plan frontal et sagittal sont reliées à des asymétries de la mise en charge et des moments musculaires extenseurs aux genoux lors du passage de la position assise à debout (PAD), au moment où le sujet quitte le siège. Ces différentes variables ont été quantifiées pour trois conditions de placement des pieds: spontanée, symétrique et asymétrique avec le pied atteint placé derrière le pied non-atteint chez les sujets hémiparétiques (ou avec le pied dominant en postérieur de l'autre pied chez les individus sains). Un siège instrumenté, ajustable en hauteur à la longueur de la jambe du sujet, était doté de deux plate-formes de force pour enregistrer les forces de réaction sous chacune des cuisses. Deux plate-formes de force au sol, une sous chacun des pieds, ont permis de mesurer les forces verticales de réaction du sol. Les positions du tronc et des membres inférieurs ont été enregistrées à l'aide de marqueurs infrarouges et d'un système Optotrak.

Les résultats présentés dans ce mémoire ont démontré que les individus sains présentaient une répartition symétrique de la mise en charge et des moments aux genoux ainsi qu'un positionnement presque neutre du tronc dans le plan frontal avec les conditions des pieds spontanée et symétrique. Lorsque le pied dominant était placé en postérieur, une asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux entre les côtés était créée, accompagnée d'un déplacement latéral du tronc vers le pied dominant. L'effet opposé était observé chez les individus hémiparétiques: le placement postérieur du pied atteint a diminué le comportement asymétrique comparativement aux conditions des pieds spontanée et symétrique. De plus, les résultats ont révélé une forte association entre les positions du tronc et l'asymétrie de la mise en charge chez les deux groupes d'individus. Cette distribution de la mise en charge semblait être partiellement déterminée par les

mouvements du tronc dans le plan frontal, plus particulièrement par l'inclinaison latérale chez les individus sains et par la translation relative chez les participants hémiparétiques.

Il n'y avait pas de corrélation entre l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc dans le plan frontal, à l'exception de la translation absolue du tronc chez les individus sains. De plus, la flexion antérieure du tronc n'était pas reliée à la somme des moments aux genoux chez les deux groupes d'individus, mais elle était associée au moment musculaire au genou du côté non-atteint chez les individus hémiparétiques.

Les résultats de ce mémoire encouragent le placement du pied parétique derrière le pied non-atteint lors de la rééducation du PAD chez les individus hémiparétiques. De plus, les cliniciens devraient être en mesure d'inférer sur la distribution de la mise en charge par l'observation des mouvements au tronc dans le plan frontal. Ils pourraient également se fier à la flexion antérieure du tronc pour quantifier objectivement l'effort musculaire requis au genou non-parétique.

**Mots-clés :** réadaptation, cinématique, cinétique, asymétrie, mise en charge

## Summary

Transferring from a sitting to a standing position is a relatively demanding task for most of us, particularly at the knee and the hip. So it can be very difficult to execute or even impossible for individuals with hemiparesis following a stroke. The main objective of this research project was to determine, in healthy and hemiparetic subjects, if the trunk positions in the frontal and sagittal plane are associated with the weight-bearing and knee extensor moments during the sit-to-stand task (STS) at seat-off. These different variables were quantified for three foot conditions: spontaneous, symmetrical and asymmetrical with the affected foot placed behind the unaffected one for the hemiparetic subjects (or with the dominant foot placed behind the other foot for healthy subjects). An instrumented chair, adjustable to individual's knee height, was equipped with force sensors and allowed to record forces applied under each thigh. Two force plates embedded in the floor, one under each foot, also allowed to measure the vertical ground reaction forces. Kinematic data of the trunk and lower limbs were recorded with an Optotrak system and infrared markers.

The results presented in this thesis showed that, for the spontaneous and symmetrical foot placement in the healthy individuals, weight-bearing and knee moment symmetry were found while the trunk positions in the frontal plane were almost neutral. The asymmetrical foot placement resulted in an asymmetrical weight-bearing and knee moment between sides as well as trunk displacement toward the dominant foot. The opposite was observed in the hemiparetic participants: placing the affected foot behind the other reduced the asymmetrical behavior compared to the spontaneous and symmetrical conditions. Good associations were found between the weight-bearing asymmetry and the trunk position parameters in both groups. This weight-bearing distribution seemed to be partly determined by the trunk movements in the frontal plane, particularly by the side flexion in healthy subjects and by the relative translation in hemiparetic participants.

There was no correlation between the knee moment asymmetry and the trunk position in the frontal plane, except for the absolute trunk translation in healthy subjects.

Moreover, the trunk anterior flexion was not associated with the sum of the knee moments in both groups, but it was correlated with the knee muscular moment on the unaffected side in hemiparetic individuals.

The results presented in this thesis suggest the placement of the affected foot behind the unaffected one during the rehabilitation of STS in individuals with hemiparesis. Moreover, clinicians might be able to infer on the weight-bearing distribution by the observation of the trunk movements in the frontal plane. They could also look at the trunk anterior flexion to objectively quantify the muscular effort required at the unaffected knee.

**Keywords:** rehabilitation, kinematic, kinetic, asymmetry, weight-bearing



# Table des matières

<b>Résumé .....</b>	<b>iii</b>
<b>Summary .....</b>	<b>v</b>
<b>Liste des tableaux .....</b>	<b>xi</b>
<b>Liste des figures .....</b>	<b>xii</b>
<b>Liste des sigles et abréviations .....</b>	<b>xiv</b>
<b>Remerciements .....</b>	<b>xvii</b>
 <b>CHAPITRE 1: PROBLÉMATIQUE .....</b>	 <b>1</b>
1.1 Introduction .....	1
1.2 Objectifs de l'étude .....	4
1.2.1 Objectif général .....	4
1.2.2 Objectifs spécifiques .....	4
1.3 Hypothèses .....	5
1.3.1 Plan frontal .....	6
1.3.2 Plan sagittal .....	7
1.4 Pertinence de l'étude .....	8
 <b>CHAPITRE 2: RECENSION DES ÉCRITS .....</b>	 <b>11</b>
2.1 L'accident vasculaire cérébral.....	11
2.1.1 Données épidémiologiques.....	11
2.1.2 Déficiences et incapacités associées à l'AVC .....	13
2.2 Le passage de la position assise à debout chez le sujet normal .....	15
2.2.1 Paramètres spatio-temporaux .....	16
2.2.2 Paramètres cinématiques .....	17
2.2.3 Paramètres cinétiques .....	17
2.2.3.1 Forces de réaction du sol.....	17
2.2.3.2 Moments de force.....	18
2.2.3.3 Quantité de mouvement .....	19

2.3	Modulation des paramètres moteurs du PAD par certains facteurs intrinsèques et extrinsèques .....	21
2.3.1	Âge .....	21
2.3.2	Vitesse d'exécution .....	22
2.3.3	Position des pieds .....	22
2.3.4	Hauteur de la chaise.....	23
2.4	Position du tronc .....	24
2.4.1	Paramètres spatio-temporaux .....	24
2.4.2	Paramètres cinématiques .....	24
2.4.3	Paramètres cinétiques .....	25
2.4.4	Contribution des mouvements du tronc à la réussite du PAD.....	27
2.4.4.1	Déplacement du centre de masse dans la base de sustentation .....	28
2.4.4.2	Transfert de la quantité de mouvement.....	28
2.5	Le PAD chez le patient atteint d'une hémiparésie .....	30
2.5.1	Paramètres spatio-temporaux .....	30
2.5.2	Paramètres cinématiques .....	31
2.5.2.1	Déplacement angulaire des articulations.....	31
2.5.2.2	Déplacement du centre de masse .....	31
2.5.3	Paramètres cinétiques .....	32
2.5.3.1	Forces de réaction du sol.....	32
2.5.3.2	Moments musculaires aux membres inférieurs dans le plan sagittal .....	33
2.6	Rééducation du PAD.....	34
<b>CHAPITRE 3: MÉTHODOLOGIE.....</b>		<b>37</b>
3.1	Participants.....	37
3.2	Évaluation clinique.....	38
3.3	Évaluation du PAD en laboratoire .....	39
3.3.1	Instrumentation.....	39
3.3.2	Réalisation du PAD .....	40
3.4	Analyse des données et variables à l'étude .....	41
3.5	Analyses statistiques .....	44

<b>CHAPITRE 4: RÉSULTATS .....</b>	<b>45</b>
<b>4.1 Article scientifique .....</b>	<b>45</b>
4.1.1 Abstract.....	47
4.1.2 Introduction .....	49
4.1.3 Methods .....	50
4.1.3.1 Participants.....	50
4.1.3.2 Clinical assessment .....	51
4.1.3.3 Laboratory assessment of the sit-to-stand task.....	53
4.1.3.3.1 Instrumentation .....	53
4.1.3.3.2 Sit-to-stand tasks .....	53
4.1.3.4 Data analysis and variables .....	54
4.1.3.5 Statistical analyses .....	55
4.1.4 Results .....	56
4.1.4.1 Clinical assessment .....	56
4.1.4.2 Effects of foot position.....	57
4.1.4.2.1 Weight-bearing asymmetry .....	58
4.1.4.2.2 Knee moment asymmetry .....	58
4.1.4.2.3 Trunk position .....	58
4.1.4.3 Comparisons between healthy and hemiparetic subjects for each foot condition.....	58
4.1.4.4 Relationships between asymmetry and trunk position.....	59
4.1.4.5 Multiple regression analysis.....	60
4.1.5 Discussion.....	60
4.1.5.1 Effects of foot position.....	61
4.1.5.1.1 Effects of foot position on weight-bearing asymmetry.....	61
4.1.5.1.2 Effects of foot position on knee moment asymmetry .....	62
4.1.5.1.3 Effects of foot position on trunk position in the frontal plane .....	63
4.1.5.2 Comparison between healthy and hemiparetic persons for each foot condition.....	64
4.1.5.3 Associations between asymmetry and trunk position .....	65
4.1.6 Conclusion.....	66
4.1.7 Acknowledgments .....	67
References .....	68
Figure legends .....	76
<b>4.2 Résultats supplémentaires .....</b>	<b>81</b>
4.2.1 Influence de la position des pieds.....	81
4.2.1.1 Angle de flexion antérieure du tronc.....	81
4.2.1.2 Somme des moments aux genoux .....	82
4.2.2 Comparaison de la flexion antérieure du tronc entre les sujets sains et hémiparétiques pour chacune des conditions des pieds .....	82
4.2.3 Relation entre la position du tronc dans le plan sagittal et la somme des moments aux genoux .....	82

<b>CHAPITRE 5: DISCUSSION .....</b>	<b>85</b>
5.1 Durée du PAD .....	86
5.2 Discussion des résultats obtenus dans le plan frontal .....	87
5.2.1 Asymétrie de la mise en charge .....	87
5.2.2 Asymétrie des moments aux genoux .....	88
5.2.3 Influence du placement des pieds sur la position du tronc .....	89
5.2.4 Comparaison entre les sujets sains et hémiparétiques .....	90
5.2.5 Associations entre l'asymétrie et la position du tronc .....	91
5.2.5.1 Associations entre l'asymétrie de la mise en charge et la position du tronc .....	92
5.2.5.2 Association entre l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc .....	93
5.3 Discussion des résultats obtenus dans le plan sagittal .....	93
5.3.1 Influence du placement des pieds sur la position de flexion du tronc .....	93
5.3.2 Influence du placement des pieds sur la somme des moments aux genoux .....	94
5.3.3 Comparaison entre les sujets sains et hémiparétiques .....	95
5.3.4 Corrélations entre la position du tronc et la somme des moments aux genoux .....	96
5.4 Implication clinique .....	96
5.5 Limites de l'étude .....	98
<b>CHAPITRE 6: CONCLUSION .....</b>	<b>99</b>
<b>CHAPITRE 7: BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>101</b>
ANNEXE I .....	i
ANNEXE II .....	iii
ANNEXE III .....	viii
ANNEXE IV .....	xii

## Liste des tableaux

### Article

Table I	Characteristics of healthy and hemiparetic participants (mean $\pm$ 1 SD; range) .....	72
Table II	Descriptive variables for healthy and hemiparetic participants at seat-off during the STS task (mean $\pm$ 1 SD) .....	73
Table III	Pearson product moment correlation coefficients ( $r$ ) between trunk position with weight-bearing asymmetry and knee moment asymmetry for healthy and hemiparetic persons at seat-off .....	74
Table IV	Results of the multiple regression analyses in healthy and hemiparetic subjects.....	75

### Mémoire

Tableau V	Variables descriptives chez les sujets sains et hémiparétiques pour les différentes conditions de placement des pieds au moment du décollement des cuisses (moyenne $\pm$ écart-type) .....	81
Tableau VI	Coefficients de corrélation de Pearson ( $r$ ) entre la flexion antérieure du tronc et les moments aux genoux chez les individus sains et hémiparétiques .....	83

## Liste des figures

### Mémoire

- Figure 1 Phases du PAD définies par le décollement des cuisses ..... 17
- Figure 2 Profil des variations de la quantité de mouvement horizontale (—) et verticale (- - -) au cours du passage du PAD à vitesse naturelle ( $n = 10$ ). Les trois premières phases décrites par Schenkman et al. (1990) sont identifiées (Figure modifiée de Pai et Rogers (1990)). ..... 20
- Figure 3 La même translation absolue TA peut être obtenue par A: une inclinaison latérale égale à  $L \sin \Theta$ , B: une translation relative TR et C: une combinaison de A et B qui vaut  $TA = TR + L \sin \Theta$ . Dans la figure, l'axe Y du laboratoire a été placé de manière à correspondre à un plan sagittal passant par le milieu du corps. .... 42
- Figure 4 Temps sélectionnés lors de l'exécution du PAD ( $T_1$  : début du PAD;  $T_2$  : décollement des cuisses;  $T_3$  : fin du PAD)..... 43

### Article

- Figure 5 Laboratory assessment of the STS task..... 77
- Figure 6 The same absolute trunk translation (TA) can be obtained by: A) a side flexion equivalent to  $L \sin \Theta$ , B) a relative translation TR and C) a combination of A and B corresponding to  $TA = TR + L \sin \Theta$ . In this figure, the Y-axis of the laboratory was placed to correspond to a sagittal plane dividing the body into right and left segments ..... 78

Figure 7	Weight-bearing asymmetry (A) and absolute trunk translation (B) for the three different foot conditions in healthy and hemiparetic subjects at seat-off.....	79
----------	--	----

Figure 8	Scatter plots showing the correlations between weight-bearing asymmetry and absolute trunk translation in healthy (A) and hemiparetic subjects (B) at seat-off.....	80
----------	---	----

## Mémoire

Figure 9	Graphiques présentant les corrélations entre la somme des moments musculaires aux genoux et la flexion antérieure du tronc chez les individus sains (A) et hémiparétiques (B).....	84
----------	--	----

## Liste des sigles et abréviations

A	Affected side
AMTI	Advanced Mechanical Technology Inc
ANOVA	Analyse de variance (Analyses of variance)
AVC	Accident vasculaire cérébral
cm	Centimètre (Centimetre)
EIPS	Épines iliaques postéro-supérieures
EMG	Électromyographie (Electromyography)
HAT	Segment tête-tronc-membres supérieurs (Head-trunk-arm segment)
kg	Kilogramme
Knee_moment <sub>ASYM</sub>	Knee moment asymmetry
L	Axe longitudinal du tronc projeté dans le plan frontal (Trunk longitudinal axis projected in the frontal plane)
m	Mètre (Meter)
MEC	Mise en charge
Mc	Moment musculaire net de la cheville
Mg	Moment musculaire net du genou
Mh	Moment musculaire net de la hanche
MI	Membre inférieur
MID	Membre inférieur droit
MIG	Membre inférieur gauche
mm	Millimètre (Millimeter)
Ms	Moment supporteur
PAD	Passage de la position assise à debout
PSIS	Posterior superior iliac spines
STS	Sit-to-stand
TA	Translation absolue du tronc (Absolute trunk translation)
TR	Translation relative du tronc (Relative trunk translation)



UA	Unaffected side
VRF	Forces verticales de réaction du sol (Vertical reaction forces)
WB <sub>ASYM</sub>	Asymétrie de la mise en charge (Weight-bearing asymmetry)
°	Degré (Degree)
⊖	Inclinaison latérale du tronc (Trunk side flexion)

**Condition de placement des pieds (Foot placement)**

SP	Spontanée (Spontaneous)
S	Symétrique (Symmetric)
AS-A	Asymétrique avec le pied atteint derrière le pied non-atteint pour les sujets hémiparétiques (Asymmetric with the affected foot behind the unaffected one in hemiparetic subjects)
AS-D	Asymétrique avec le pied dominant derrière le pied non-dominant pour les sujets sains (Asymmetric with the dominant foot behind the non-dominant one in healthy subjects)

*À Vincent, pour ta présence chaleureuse et  
ton appui dans la réalisation de mes projets*

*À Jean-Philippe, en la mémoire d'un ami  
extraordinaire*

## Remerciements

Une maîtrise demande énormément de travail personnel, mais elle ne peut être possible sans l'aide de certaines personnes ressources. Ainsi, je tiens à remercier d'abord mon directeur de recherche, Dr Denis Gravel, qui par son excellente expertise en biomécanique et sa rigueur intellectuelle et scientifique, m'a soutenu par de judicieux conseils pertinents et constructifs lors de l'analyse de mon projet de recherche et de la rédaction de mon mémoire. Il a su m'inculquer une méthode de travail très rigoureuse.

Je remercie aussi tout particulièrement ma co-directrice, Dr Sylvie Nadeau, qui par son grand dévouement et sa grande disponibilité, m'a soutenue et encadrée tout au long de mon projet. Merci pour son écoute, pour sa compréhension, pour le respect dont elle a fait preuve et pour m'avoir fait confiance, ce qui m'a permis d'être autonome et de me dépasser durant ces deux belles années à la maîtrise. Elle est également un excellent modèle de rigueur scientifique. Ces deux personnes m'ont permis d'acquérir dans le domaine de la recherche une expérience extraordinaire.

Je tiens à dire un grand merci à Guylaine, qui m'a co-dirigée lors d'un stage d'été en recherche et avec qui j'ai étroitement collaborée pour les premières collectes de données. Elle a su me transmettre sa passion pour la recherche. Merci également à Luci et Marie-Hélène pour leur aide dans la poursuite de la collecte de données. Mes collègues de laboratoire, Alexandra, Anabèle, Christiane, Dany, Fabiana, France et Nathaly, avec lesquels travailler est devenu un plaisir, m'ont permis d'évoluer dans un climat agréable d'apprentissage. Je suis également très reconnaissante à Lesley Kelley pour la correction d'anglais de l'article scientifique inclus dans ce mémoire.

J'aimerais souligner le travail de Pierre Desjardins pour sa contribution dans les analyses, Michel Goyette pour la création des différents logiciels pour les collectes et les analyses de données, Daniel Marineau et André Dumoulin pour le support technique ainsi que pour la conception du siège instrumenté.

Je veux remercier les différents organismes qui ont contribué à mon soutien financier au cours de mes études, notamment les Fonds de la recherche en santé du Québec, l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec et la Faculté des études supérieures de l'Université de Montréal. Ce projet de maîtrise a été réalisable grâce à la subvention du Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR), un réseau du FRSQ.

Je ne peux terminer sans exprimer ma sincère reconnaissance à ma famille pour leur encouragement constant dans la réalisation de mes projets et leur intérêt dans la lecture de ce mémoire. Un grand merci à Vincent pour sa présence et son support tout au long de mes études ainsi qu'à mes amis d'avoir été à mes côtés pour partager de beaux moments et parfois d'autres plus difficiles.

Bref, un grand merci à tout ceux qui ont contribué d'une certaine façon à ma réussite ainsi qu'à la réalisation de ce projet de recherche, sans oublier tous les sujets sains et hémiparétiques pour leur participation volontaire.

# **CHAPITRE 1**

## **PROBLÉMATIQUE**

Ce premier chapitre présente la problématique générale du mémoire, les questions expérimentales abordées ainsi que les hypothèses soulevées. L'état des connaissances dans la littérature concernant le passage de la position assise à debout sera abordé au prochain chapitre.

### **1.1 Introduction**

Le passage de la position assise à debout (PAD) est une activité fréquemment réalisée au cours d'une journée (Khemlani, Carr et Crosbie, 1999). La capacité à se lever d'une chaise est un pré-requis pour la locomotion indépendante et pour plusieurs autres activités fonctionnelles de la vie quotidienne (Shepherd et Koh, 1996).

Le PAD est une tâche qui nécessite un niveau d'effort important aux membres inférieurs chez le sujet sain, particulièrement au genou et à la hanche (Fleckenstein, Kirby et MacLeod, 1988; Kelley, Dainis et Wood, 1976; Pai et Rogers, 1991; Richards, Malouin et Dean, 1999; Rodosky, Andriacchi et Andersson, 1989; Roebroek, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs et Lankhorst, 1994). Cette tâche, relativement exigeante pour la plupart d'entre nous, peut s'avérer très difficile, sinon impossible pour les personnes atteintes d'une hémiparésie consécutive à un accident vasculaire cérébral (Engardt et Olsson, 1992; Kotake et al., 1993; Vander Linden, Brunt et McCulloch, 1994).

Tel que démontré dans la littérature, la personne hémiparétique prend plus de temps que l'individu en bonne santé pour se lever d'une chaise (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Hesse, Schauer, Malezic, Jahnke et Mauritz, 1994; Yoshida, Iwakura et Inoue, 1983). Lors de la réalisation de cette tâche, l'individu hémiparétique présente une distribution asymétrique de la mise en charge, plus de poids étant supporté par le côté non-parétique (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Dickstein, Nissan, Pillar et Scheer, 1984; Eng et Chu, 2002; Engardt, 1994; Engardt et Olsson, 1992; Roy et al., 2006; Sackley, 1990). Une modification de la stratégie motrice utilisée lors du PAD, consistant en une plus grande

utilisation des extenseurs du genou du côté non-parétique (exprimée par un moment musculaire net plus élevé au genou non-parétique) a également été rapportée (Roy, 2004). La personne hémiparétique présente aussi un déplacement du tronc vers le côté non-parétique lors du PAD, accompagné d'un déplacement correspondant du centre de gravité du corps (Hesse et al., 1994). Il est également démontré que l'individu avec une hémiparésie montre un déplacement du centre de masse plus marqué dans la direction médio-latérale que dans la direction antéro-postérieure, contrairement au sujet sain (Cheng et al., 1998). Ces différentes observations (asymétrie de la mise en charge et des moments de force au genou, flexion latérale du tronc et déplacement du centre de masse du côté non-parétique) suggèrent fortement que les modifications de mise en charge et de moment sont causées par un changement de la position du tronc dans l'espace lors du PAD. Mécaniquement, le centre de masse se trouve déporté du côté non-parétique, lequel supporte une plus grande proportion du poids du corps. Conséquemment, les extenseurs du genou du côté non parétique doivent travailler davantage lors du PAD si toutes les autres conditions sont similaires du côté parétique.

Ce modèle simple peut être compliqué par la présence d'une asymétrie dans la position des pieds. Chez le sujet sain, un placement asymétrique des pieds fait en sorte que le poids est supporté majoritairement par le pied placé en postérieur (Brunt, Greenberg, Wankadia, Trimble et Shechtman, 2002; Roy et al., 2006). Dans ce cas, il faut alors s'attendre à une modification de la position du tronc vers le côté du pied placé en postérieur avec un recrutement plus intense des extenseurs du genou du même côté. Par ailleurs, comme l'ont démontré Roy et al. (2006), le placement postérieur du pied du côté parétique est une façon de corriger l'asymétrie spontanée de la mise en charge du patient hémiparétique. Pour cette condition, il serait intéressant de savoir si la position du tronc redevient symétrique avec une similitude des moments de force au niveau des genoux.

Le déplacement du centre de masse du tronc en antérieur qui découle en grande partie de la flexion des hanches au début du PAD est un élément important dans la réalisation du PAD (Carr et Shepherd, 2000; Doorenbosch, Harlaar, Roebroek et

Lankhorst, 1994; Schenkman, Berger, Riley, Mann et Hodge, 1990; Shepherd et Koh, 1996). Cette flexion permet de déplacer la projection verticale du centre de masse plus près de la base de sustentation des pieds au moment où il y aura perte de contact avec le siège. Cette stratégie est nécessaire pour assurer l'équilibre du corps puisque le sujet aura tendance à retomber sur le siège si le centre de masse se projette trop derrière les talons. Une deuxième stratégie pour expliquer la contribution du mouvement du tronc à la réussite du PAD est le transfert de la quantité de mouvement. Selon Schenkman et al. (1990), la quantité de mouvement du tronc vers l'avant (momentum) est transférée à tout le corps pour contribuer à l'élévation verticale du tronc jusqu'à la position debout en facilitant l'extension des membres inférieurs. Ces deux stratégies semblent être utilisées par les personnes âgées puisqu'au début de la tâche du PAD, la flexion antérieure du tronc est plus grande (Papa et Cappozzo, 2000; Wheeler, Woodward, Ucovich, Perry et Walker, 1985) et réalisée plus rapidement (Papa et Cappozzo, 2000) chez ces personnes que chez les sujets plus jeunes. De même, l'éloignement en antérieur des deux pieds par rapport au siège de la chaise entraîne une augmentation de l'amplitude de mouvement au tronc afin de permettre le déplacement horizontal du centre de masse au-dessus de la base de sustentation (Fleckenstein et al., 1988; Kawagoe, Tajima et Chosa, 2000; Khemlani et al., 1999; Shepherd et Koh, 1996; Vander Linden et al., 1994). En somme, la position du tronc dans le plan sagittal apparaît importante pour assurer l'équilibre et la réussite du PAD.

Chez le patient hémiparétique, Hesse et al. (1994) ont rapporté que la projection du centre de masse des sujets hémiparétiques au moment de quitter le siège était dans la base de sustentation alors que pour les sujets normaux, la projection se situait juste derrière les talons en dehors de la base de sustentation. Il n'est pas connu si cette différence dans la projection du centre de masse en antéro-postérieur est dépendante de la position du tronc, mais il est probable que cette stratégie permet d'assurer l'équilibre du corps.

Jusqu'à maintenant, peu d'études se sont intéressées à l'influence de la position du tronc dans les plans frontal et sagittal sur la mise en charge et les moments de force générés aux différentes articulations. Dans le plan frontal, les interactions entre les positions du

tronc, le placement des pieds ainsi que l'asymétrie de la mise en charge et des moments de force n'ont pas été analysées de façon systématique. Il en était de même, dans le plan sagittal, pour les interactions entre la flexion antérieure du tronc, les placements des pieds et la somme des moments extenseurs aux genoux.

## **1.2 Objectifs de l'étude**

### **1.2.1 Objectif général**

Le but de cette étude est de déterminer, chez les sujets sains et les personnes atteintes d'une hémiparésie, si les positions du tronc (plan frontal et sagittal) sont reliées à des différences dans la mise en charge et dans les stratégies motrices utilisées aux membres inférieurs lors du PAD. Les stratégies motrices sont quantifiées par l'intensité des moments musculaires nets produits aux genoux. Ces relations entre la position du tronc et les asymétries seront examinées sous différents placements des pieds. Les données des sujets hémiparétiques, comparées à celles des sujets sains, permettront de juger de l'importance des modifications présentes chez les personnes hémiparétiques.

### **1.2.2 Objectifs spécifiques**

Les objectifs spécifiques de ce mémoire sont :

1. Quantifier l'asymétrie de la mise en charge entre les membres inférieurs lors du PAD chez les sujets sains et hémiparétiques sous différents placements des pieds à l'aide des forces verticales de réaction du sol enregistrées sous les pieds (ratio entre les côtés).
2. Quantifier l'asymétrie des moments musculaires aux genoux chez les personnes saines et hémiparétiques sous différents placements des pieds (ratio entre les deux membres inférieurs).



**Plan frontal**

3. Quantifier les positions du tronc (inclinaison latérale et translation médio-latérale) lors de différents placements des pieds chez les sujets sains et hémiparétiques. Les placements étudiés sont a) placement spontané des pieds, b) placement symétrique des pieds avec une dorsiflexion de  $15^\circ$  aux deux chevilles et c) placement asymétrique avec le pied dominant (ou atteint pour les sujets hémiparétiques) ayant une dorsiflexion de  $15^\circ$  à la cheville et le pied non dominant (non atteint pour les sujets hémiparétiques) placé en avant à une distance égale à la moitié de la longueur du pied postérieur.
4. Déterminer les relations entre les positions du tronc (inclinaison latérale et translation médio-latérale) dans le plan frontal et la répartition de la mise en charge aux membres inférieurs chez le groupe témoin et le groupe de sujets hémiparétiques.
5. Déterminer les relations entre les positions du tronc (inclinaison latérale et translation médio-latérale) dans le plan frontal et la distribution des moments aux genoux dans le plan sagittal chez les deux groupes d'individus.

**Plan sagittal**

6. Quantifier les positions du tronc (flexion antérieure) sous différents placements des pieds chez les sujets sains et hémiparétiques.
7. Déterminer les relations entre les positions du tronc (flexion antérieure) et la somme des moments aux genoux chez le groupe témoin et le groupe de sujets hémiparétiques.

## 1.3 Hypothèses

Les questions expérimentales soulevées dans le cadre de cette étude entraînent l'avancement des hypothèses suivantes:

### 1. Asymétrie de la mise en charge

Les sujets hémiparétiques présenteront une distribution asymétrique de la mise en charge lors du PAD pour les conditions spontanée et symétrique. Ainsi, une plus grande proportion du poids du corps sera supportée par le membre inférieur non-parétique, contrairement aux sujets sains qui auront une répartition symétrique des forces verticales de réaction du sol. Le placement des pieds asymétrique entraînera une meilleure répartition de la mise en charge chez les personnes hémiparétiques (AS-A) alors que l'asymétrie sera accentuée chez les sujets sains (AS-D).

### 2. Asymétrie des moments aux genoux

La distribution des moments aux genoux sera asymétrique chez les sujets hémiparétiques lors des conditions spontanée et symétrique des pieds, alors que les extenseurs des genoux seront sollicités également des deux côtés chez les sujets sains. La condition asymétrique permettra de mieux distribuer les efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques (AS-A) alors qu'elle en augmentera l'asymétrie chez les sujets sains (AS-D).

#### 1.3.1 Plan frontal

### 3. Positions du tronc et placements des pieds

#### 3.1 Sujets sains

Dans les conditions de placements spontané et symétrique des pieds, les sujets sains présenteront une position neutre du tronc. Pour le placement asymétrique, la position du tronc sera déplacée du côté dominant (pied postérieur). Le déplacement s'effectuera par une inclinaison latérale combinée à une translation du côté dominant.

### 3.2 Sujets hémiparétiques

Les sujets hémiparétiques déplaceront leur tronc du côté non-parétique lors du PAD avec les placements spontanée et symétrique des pieds. Ce déplacement sera réalisé par une combinaison d'inclinaison latérale et de translation. Pour le placement asymétrique, la position du tronc vers le côté non-parétique sera atténuée par rapport aux autres placements.

### 3.3 Comparaison entre les sujets sains et les sujets hémiparétiques

Considérant les hypothèses précédentes, différentes positions du tronc seront observées entre les sujets sains et hémiparétiques sous chacune des conditions de placement des pieds. Pour les conditions spontanée et symétrique, l'inclinaison latérale et la translation du tronc seront plus importantes chez les sujets hémiparétiques que chez les sujets sains. Pour le placement asymétrique, l'inverse sera observé.

## 4. Corrélations entre les positions du tronc et l'asymétrie de la mise en charge

Tant pour les sujets sains qu'hémiparétiques, l'angle d'inclinaison latérale du tronc et la translation du tronc seront reliés à l'asymétrie des forces verticales de réaction du sol lors du PAD.

## 5. Corrélations entre les positions du tronc et l'asymétrie des moments aux genoux

Tant pour les sujets sains qu'hémiparétiques, l'inclinaison latérale du tronc et la translation seront associées à l'asymétrie des moments aux genoux durant la réalisation du PAD.

### 1.3.2 Plan sagittal

## 6. Positions du tronc et placements des pieds

### 6.1 Sujets sains

Pour les différents placements des pieds, la position de flexion du tronc sera similaire. Ce résultat est attendu même pour le placement asymétrique des pieds du

fait que le pied postérieur a une configuration similaire à celles des autres placements des pieds (cheville en dorsiflexion à  $15^\circ$ ).

## 6.2 Sujets hémiparétiques

Pour les différents placements des pieds, la position de flexion antérieure du tronc sera similaire.

## 6.3 Comparaisons sujets sains et sujets hémiparétiques

Pour tous les placements des pieds, les sujets hémiparétiques auront une flexion antérieure plus prononcée que les sujets sains. Cette flexion antérieure est nécessaire pour placer initialement la projection du centre de masse dans la base de sustentation.

## 7. Corrélations entre les positions du tronc et la somme des moments aux genoux

Tant pour les sujets sains qu'hémiparétiques, l'augmentation de la flexion antérieure du tronc sera associée à une diminution de la somme des moments musculaires nets aux genoux.

# 1.4 Pertinence de l'étude

La capacité à se lever d'une chaise est un pré-requis pour la locomotion indépendante et pour plusieurs autres activités fonctionnelles: transferts, montée et descente des escaliers, se tenir debout. Le PAD s'avère souvent très complexe à réaliser pour les personnes atteintes d'une hémiparésie au membre inférieur consécutive à un AVC. Une bonne compréhension de la biomécanique durant la tâche de se lever d'une chaise est alors primordiale dans la réadaptation des personnes qui ont des incapacités motrices.

Parmi les études portant sur le PAD dans la littérature, quelques facteurs étudiés ont un impact sur la stratégie utilisée pour se lever d'une chaise, notamment le placement des pieds (Kawagoe et al., 2000; Khemlani et al., 1999), la hauteur du siège (Burdett,

Habasevich, Pisciotta et Simon, 1985; Vander Linden et al., 1994) et la vitesse d'exécution (Burdett et al., 1985; Gross, Stevenson, Charette, Pyka et Marcus, 1998; Vander Linden et al., 1994). Toutefois, la modification de la position du tronc pour différents placements des pieds n'a fait l'objet que de très peu d'études. De plus, aucune étude ne porte sur la relation entre la position du tronc et les moments musculaires aux genoux. Dans le cadre de cette présente étude, trois positions des pieds et une hauteur de siège ont été standardisées.

D'un point de vue pratique, la démonstration biomécanique de l'influence des positions du tronc sur la performance du PAD pourrait aider les cliniciens à prédire la répartition de la mise en charge et les efforts relatifs des extenseurs aux genoux chez les personnes atteintes d'une hémiparésie consécutive à un accident vasculaire cérébral. En effet, lorsque le physiothérapeute observe un patient qui exécute le PAD, il se base surtout sur les modifications des déplacements des segments par référence à ceux qu'il connaît de sujets normaux pour inférer sur les stratégies motrices utilisées. Par exemple, si le patient montre un déplacement latéral vers le côté non-parétique, le physiothérapeute pourrait conclure que la mise en charge est plus grande sur ce côté et que ces groupes musculaires sont conséquemment plus sollicités. Il reste à déterminer dans quelle mesure de telles inférences sont possibles et exactes.

Ce projet permettra de déterminer si les modifications des déplacements du tronc sous différents placements des pieds sont reliées à la distribution de la mise en charge et aux stratégies motrices utilisées par les personnes atteintes d'une hémiparésie au membre inférieur lors du passage de la position assise à debout. Ces données, comparées à celle des sujets sains, permettront de juger de l'importance des modifications présentes chez les personnes hémiparétiques. Si les inférences sont plausibles et observables cliniquement, les physiothérapeutes pourront se fier aux mouvements du tronc pour prédire les stratégies motrices utilisées aux membres inférieurs chez une clientèle hémiparétique.

La connaissance des différents facteurs intrinsèques et extrinsèques qui influencent la performance motrice lors du PAD permettra ainsi d'améliorer la réadaptation des personnes hémiparétiques suite à un AVC. Les cliniciens pourront s'y fier et rééduquer la

fonction motrice des patients de façon à vaincre la faiblesse musculaire. Ce projet pourrait également faciliter le développement ultérieur d'un outil clinique pour mieux évaluer de façon standardisée le passage de la position assise à debout. Le PAD est souvent évalué en pratique clinique, mais jusqu'à maintenant, aucun outil ne permet d'évaluer objectivement la performance et la progression de l'entraînement du PAD.

## **CHAPITRE 2**

### **RECENSION DES ÉCRITS**

Ce chapitre se divise en six grandes sections. La première aborde le tableau clinique des patients suite à un AVC. Le deuxième et le troisième volet présente respectivement une description globale PAD chez le sujet sain et la modulation des paramètres moteurs par certains facteurs intrinsèques et extrinsèques. La quatrième section porte sur l'impact de la position du tronc dans l'exécution de cette tâche. Il est primordial de bien comprendre les stratégies utilisées chez l'individu sain pour se lever d'une chaise et s'y asseoir afin de mieux comprendre les difficultés rencontrées chez la personne hémiparétique. La section suivante décrit le PAD chez le patient atteint d'une hémiparésie. Finalement, la recension des écrits se termine par un survol des études portant sur la rééducation du PAD chez la personne hémiparétique et sur la nécessité d'une évaluation précise de cette activité.

## **2.1 L'accident vasculaire cérébral**

### **2.1.1 Données épidémiologiques**

L'accident vasculaire cérébral (AVC) se définit comme une affection liée à une réduction brutale de la perfusion dans une région du cerveau, entraînant la «mort» du tissu cérébral. La lésion peut être de type ischémique ou hémorragique et cause un déficit neurologique qui apparaît normalement de façon soudaine (O'Sullivan et Schmitz, 2001). L'apparition des symptômes reflète une diminution brutale de la perfusion dans le territoire cérébral de l'artère obstruée (Fondation des maladies du cœur du Canada, 1999; Santé Canada, 2000).

L'accident vasculaire cérébral est l'une des pathologies neurologiques les plus fréquemment observées dans la population. L'incidence annuelle des AVC au Canada, tous les âges confondus, est estimée à environ 40 000 à 50 000 nouveaux cas par année (Fondation des maladies du cœur du Canada, 2002; Turnbull, Charteris et Wall, 1995). L'incidence des AVC augmente dramatiquement avec l'âge, doublant chaque décade après

55 ans (Fondation des maladies du cœur du Canada, 2002). Malgré une diminution de l'incidence d'AVC, sa prévalence dans la population augmente en raison de la hausse du taux de survie et du vieillissement de la population (Duncan, 1994).

Comme le nombre de personnes âgées augmente au Canada depuis quelques années, on assiste à une hausse du nombre de décès attribuables à l'AVC et à une augmentation du nombre d'hospitalisations. Cette tendance devrait se poursuivre d'ici les quinze prochaines années (Santé Canada, 2000). Toutefois l'AVC ne touche pas que les personnes âgées. Il est la troisième cause de décès prématuré chez les moins de 75 ans (Santé Canada, 2000) et 28% des AVC surviennent chez les individus ayant moins de 65 ans (Santé Canada, 2000). L'AVC est la principale cause de décès pour plus du tiers de la population canadienne (Fondation des maladies du cœur du Canada, 2002).

Les maladies cardiovasculaires (cardiopathies et AVC) comptent parmi les principales causes de maladie, d'invalidité et de décès au Canada et elles imposent un lourd fardeau à l'individu, à la collectivité et au système de santé (Fondation des maladies du cœur du Canada, 1999, 2002). Selon Santé Canada (2000), l'AVC est le premier facteur (ou la plus fréquente cause) de déficiences neurologiques et d'incapacités sensori-motrices chez la population âgée canadienne.

On estime à environ 30% le taux de mortalité un mois après l'AVC (Baum et Robins, 1981). Les survivants, selon le degré et la localisation de l'atteinte cérébrale, présenteront des déficiences motrices, sensitives, cognitivo-perceptuelles et de communication d'intensités variables qui pourront nécessiter des soins spécialisés en réadaptation. Sur 100 personnes qui subissent un AVC, 15% décèderont, 10% pourront effectuer un retour à domicile sans séquelles, 25% présenteront des incapacités légères résiduelles, 40% des incapacités importantes avec besoin de soins spécifiques et 10% nécessiteront des soins à long terme en institution (Fondation des maladies du cœur du Canada, 2002).



### 2.1.2 Déficiences et incapacités associées à l'AVC

La localisation et l'étendue de la lésion, la présence de vaisseaux sanguins collatéraux et le délai de prise en charge déterminent la sévérité des déficits neurologiques pour chaque patient. Les déficiences peuvent se résorber spontanément avec la récupération neurologique généralement à l'intérieur des trois premières semaines. Les déficiences neurologiques résiduelles sont celles qui persistent plus de trois semaines et qui mènent à des incapacités permanentes et à la dépendance (O'Sullivan et Schmitz, 2001).

Les signes cliniques moteurs les plus évidents de l'AVC sont une paralysie motrice (hémiplégie) ou une faiblesse motrice (hémiparésie) affectant la moitié du corps (hémicorps), la plupart du temps, l'hémicorps controlatéral à la lésion cérébrale (O'Sullivan et Schmitz, 2001). Outre la faiblesse musculaire, la spasticité, l'incoordination, les syncinésies globales (mouvements involontaires de l'hémicorps atteint qui surviennent lors d'efforts volontaires), les troubles de sensibilité et le problème d'image corporelle, dont l'héminégligence, sont également des déficiences qui peuvent composer le tableau clinique des personnes hémiparétiques (O'Sullivan et Schmitz, 2001).

Considérant l'importance de la force musculaire dans la réalisation du PAD, il est de mise de décrire ici les principales caractéristiques de la faiblesse musculaire chez le sujet hémiparétique. La faiblesse musculaire peut se manifester par une diminution de la force maximale générée et aussi par une lenteur à développer la force au cours de la contraction musculaire (Bohannon, 1992; Bourbonnais et Vanden Noven, 1989; Tsuji et Nakamura, 1987). Elle serait la conséquence de plusieurs changements tant au niveau du système nerveux central que des fibres musculaires (Bourbonnais et Vanden Noven, 1989). Au niveau des fibres musculaires, on remarque une atrophie sélective des fibres de type II (rapides, puissantes) par rapport aux fibres de type I (lentes, endurantes). La prédominance des fibres de type I entraîne une diminution de la force maximale générée et une diminution du taux de croissance (développement) de la force (fibres plus lentes).

Les patrons de distribution de la faiblesse musculaire suivant un AVC ont été décrits par plusieurs auteurs sans qu'il y ait un consensus précis. Historiquement, les cliniciens ont prétendu que la force des extenseurs du genou était moins atteinte que la force des fléchisseurs du genou au membre inférieur, alors qu'au membre supérieur, la force des fléchisseurs du coude était moins atteinte que la force des extenseurs du coude (Moskowitz, 1969). Il était également rapporté que l'atteinte était moins sévère au membre inférieur qu'au membre supérieur (Dombovy, 1993). Toutefois, les recherches publiées au cours de la dernière décennie et utilisant des mesures objectives de la force musculaire ne supportent pas toujours ces observations historiques. Notamment, certains auteurs ont démontré que les muscles fléchisseurs du membre supérieur parétique étaient plus affectés que les extenseurs du coude (Andrews et Bohannon, 2000), tandis que d'autres n'ont observé aucune différence (Bohannon et Smith, 1987). Il a également été rapporté que les actions du membre supérieur étaient moins atteintes que celles du membre inférieur (seulement du côté fort) (Andrews et Bohannon, 2000).

Chez la personne hémiparétique, la force musculaire est atteinte au niveau de plusieurs groupes musculaires des deux côtés du corps, comparativement aux valeurs des sujets sains (Andrews et Bohannon, 2000; Colebatch et Gandevia, 1989). Toutefois, tel qu'observé cliniquement, les groupes musculaires en controlatéral à la lésion cérébrale (côté parétique) sont significativement plus atteints que les mêmes groupes musculaires en ipsilatéral à la lésion (côté non-parétique) (Andrews et Bohannon, 2000; Bohannon, 1995). Selon Andrews et Bohannon (2003), la faiblesse musculaire du côté ipsilatéral serait causée par l'atrophie due à l'immobilisation dans les premiers temps suivant l'AVC, à un mode de vie sédentaire précédent l'AVC ou encore à l'atteinte des faisceaux descendants corticospinaux qui demeurent en ipsilatéral. Par ailleurs, Marque et al. (1997) ont rapporté que cette faiblesse ipsilatérale semblait se résorber graduellement et disparaître presque complètement trois mois après l'AVC.

Une faiblesse musculaire au tronc peut également être présente chez l'adulte hémiparétique suite à un AVC (Bohannon, 1992, 1995; Dickstein, Shefi, Marcovitz et

Villa, 2004; Tanaka, Hachisuka et Ogata, 1997, 1998). L'évaluation de la force musculaire au tronc des patients hémiparétiques, testée par un dynamomètre manuel, a démontré une faiblesse des fléchisseurs latéraux du tronc lors de l'inclinaison latérale du côté parétique (Bohannon, 1995; Bohannon et Andrews, 1995; Dickstein et al., 2004). Tanaka et al. (1997) ont mesuré la force musculaire en rotation du tronc à l'aide d'un dynamomètre isocinétique (60°, 120° et 150°/s) chez des sujets hémiparétiques et un groupe contrôle de sujets sains. Bien que les sujets hémiparétiques aient démontré des valeurs inférieures à celles des sujets normaux, il n'y avait pas de différence significative entre la force produite lors de la rotation du côté parétique par rapport à celle générée du côté non-parétique pour chacun des groupes de sujets. La force maximale des fléchisseurs et extenseurs du tronc, testée en isocinétique (60°, 120° et 150°/s) était significativement inférieure chez les sujets hémiparétiques comparativement aux sujets sains du groupe témoin (Tanaka et al., 1998). La force maximale des fléchisseurs antérieurs du tronc en isométrique était légèrement inférieure pour les sujets hémiparétiques, mais presque similaire cette fois, aux sujets sains du groupe témoin (Bohannon, 1995; Bohannon et Andrews, 1995; Tanaka et al., 1998).

Les déficiences découlant d'un AVC, qu'elles soient motrices, sensorielles, mentales ou perceptuelles, prédisposent à des incapacités qui diminuent la qualité de vie des personnes hémiparétiques par une atteinte à leur indépendance dans la réalisation d'activités fonctionnelles, telles la posture et l'équilibre assis et debout, les transferts, la marche, la montée et descente d'escaliers, etc. Toutefois, dans le cadre de ce mémoire, nous nous concentrerons sur la réalisation du passage de la position assise à debout. Avant d'analyser les atteintes présentes chez les individus hémiparétiques, il est primordial de bien comprendre les caractéristiques de cette tâche chez les individus sains.

## **2.2 Le passage de la position assise à debout chez le sujet normal**

Le passage de la position assise à debout (PAD) est une activité fréquemment réalisée au cours d'une journée (Khemlani et al., 1999). La capacité à se lever d'une chaise

et à s'y asseoir est un pré-requis pour la locomotion indépendante et pour plusieurs autres activités de la vie quotidienne (Shepherd et Koh, 1996). Tout d'abord, le passage de la position assise à debout peut se définir de plusieurs façons: un mouvement ascendant du centre de masse d'une position assise à une position debout sans perte d'équilibre (Roebroeck et al., 1994), un mouvement transitionnel jusqu'à la position debout nécessitant un mouvement du centre de masse d'une position stable à une position moins stable au-dessus des membres inférieurs en extension (Vander Linden et al., 1994).

### **2.2.1 Paramètres spatio-temporaux**

De façon générale, l'action de se lever peut se résumer en deux grandes phases (Figure 1), soit une phase de flexion caractérisée par un déplacement du centre de masse vers l'avant, une flexion des hanches et du tronc ainsi qu'une flexion dorsale aux chevilles, suivie d'une phase d'extension aux genoux et aux hanches (Khemlani et al., 1999; Nuzik, Lamb, VanSant et Hirt, 1986; Rodosky et al., 1989; Roebroeck et al., 1994; Shepherd et Koh, 1996). La transition entre ces 2 phases est habituellement associée au décollement des cuisses du siège. Ces phases de flexion et d'extension sont parfois décomposées en sous-phases pour faciliter l'analyse du PAD (voir Roy (2004) pour une revue) (Brunt et al., 2002; Hirschfeld, Thorsteinsdottir et Olsson, 1999; Ikeda, Schenkman, Riley et Hodge, 1991; Kerr, White, Barr et Mollan, 1997; Kotake et al., 1993; Kralj, Jaeger et Munih, 1990; Millington, Myklebust et Shambes, 1992; Park et al., 2003; Riley, Schenkman, Mann et Hodge, 1991; Roebroeck et al., 1994; Schenkman et al., 1990; Shepherd et Gentile, 1994).

Se lever d'une chaise à vitesse naturelle n'est pas une tâche très longue à exécuter chez le sujet sain, le temps requis variant entre 1.2 et 2.4 secondes (Baer et Ashburn, 1995; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Gross et al., 1998; Hesse et al., 1994; Ikeda et al., 1991; Jeng, Schenkman, Riley et Lin, 1990; Kerr et al., 1997; Millington et al., 1992; Nuzik et al., 1986; Riley et al., 1991; Schenkman et al., 1990).

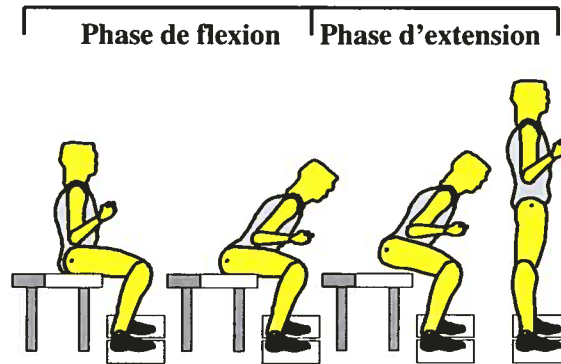


Figure 1: Phases du PAD définies par le décollement des cuisses

## 2.2.2 Paramètres cinématiques

La littérature révèle que les amplitudes articulaires requises pour se lever d'une chaise standard d'une hauteur de 43 cm varient de  $89^\circ$  à  $131^\circ$  pour la flexion de la hanche, de  $91^\circ$  à  $118^\circ$  pour la flexion du genou et de  $17^\circ$  à  $32^\circ$  pour la flexion dorsale à la cheville (Burdett et al., 1985; Nuzik et al., 1986; Schenkman et al., 1990).

Certains auteurs ont également rapporté les amplitudes présentes au tronc, notamment une flexion latérale variant de  $1.41^\circ$  à  $7.42^\circ$ , une rotation du tronc mesurée à l'épaule variant de  $1.92^\circ$  à  $10.28^\circ$  et mesurée au bassin variant de  $2.32^\circ$  à  $10.77^\circ$  (Baer et Ashburn, 1995) ainsi qu'une flexion antérieure maximale moyenne du tronc sur le bassin de  $16^\circ$  et du tronc relativement au sol de  $40^\circ$  (Schenkman et al., 1990). Pour leur part, Wheeler et al. (1985) ont montré que la flexion antérieure moyenne du tronc, définie par l'angle entre les points acromion, grand trochanter et genou, était de  $78.1^\circ$ .

## 2.2.3 Paramètres cinétiques

### 2.2.3.1 Forces de réaction du sol

Lors de l'exécution de la tâche de se lever d'une chaise, l'analyse des forces verticales de réaction du sol montre que le sujet sain a une mise en charge presque

symétrique au niveau des membres inférieurs (Brunt et al., 2002; Engardt et Olsson, 1992; Hirschfeld et al., 1999). Les différences maximales moyennes rapportées sont de l'ordre de 2%. Les forces antéro-postérieures de réaction du sol sont plus faibles que les forces verticales. Au début du PAD lorsque le sujet est encore en contact avec le siège, elles peuvent être momentanément dirigées vers l'avant, mais elles s'inversent rapidement vers l'arrière jusqu'à la période de stabilisation finale en position debout. Cette force postérieure de la plate-forme sur le sujet est associée à la décélération du centre de masse qui survient pour empêcher le corps de tomber vers l'avant dans la phase finale du PAD. Les valeurs moyennes de cette force sont très variables d'un auteur à l'autre, s'échelonnant de 2% à 20% du poids du corps (Brunt et al., 2002; Crosbie, Herbert et Bridson, 1997; Gross et al., 1998; Hirschfeld et al., 1999). Pour les forces de réaction médio-latérales, il y a très peu d'études qui donnent des informations sur celles-ci. Selon Hirschfeld et al. (1999), une fois le contact perdu avec le siège, la force de réaction du sol est dirigée vers l'intérieur avec une valeur maximale se situant en moyenne au environ de 2% du poids du corps. Il est important de noter que les forces médio-latérales appliquées sous chacun des pieds s'opposent mutuellement.

#### **2.2.3.2 Moments de force**

Les moments de force à chacune des articulations doivent être coordonnés durant l'extension du membre inférieur pour permettre le support et la propulsion du centre de masse. Transférer d'une position assise à une position debout requiert de grands moments de force, particulièrement à la hanche et au genou. Toutefois les valeurs sont difficilement comparables d'une étude à l'autre étant donné la variabilité des unités (Fleckenstein et al., 1988; Gross et al., 1998; Ikeda et al., 1991; Kelley et al., 1976; Pai et Rogers, 1990, 1991; Riley et al., 1991; Rodosky et al., 1989; Roebroek et al., 1994).

Lors de la phase de flexion, un moment musculaire des fléchisseurs de la hanche se situant entre 42 et 54 Nm a été observé (Fleckenstein et al., 1988). Les moments des extenseurs au genou et à la hanche atteignent leur valeur sommet au moment du

décollement des cuisses (Gross et al., 1998; Ikeda et al., 1991; Rodosky et al., 1989; Roebroek et al., 1994). Chez des hommes sains âgés entre 20 et 40 ans, Kotake et al. (1993) ont rapporté que le moment minimum requis pour se lever d'une chaise représente 27% du moment maximal des extenseurs de la hanche et 30% du moment maximal des extenseurs du genou. Ces pourcentages sont obtenus en comparant le moment (la force) lors de la tâche du PAD à la force maximale volontaire de ces groupes musculaires. Dans l'étude de Hughes, Myers et Schenkman (1996), les individus âgés (âge moyen:  $78 \pm 8.1$  ans) présentant une limitation fonctionnelle n'étaient pas en mesure de se lever d'une chaise basse d'une hauteur de 33 cm. À la hauteur minimale où la tâche était réalisable, ceux-ci utilisaient  $97 \pm 22.8\%$  de la force maximale des extenseurs du genou (Hughes et al., 1996). Au contraire, les sujets jeunes (âge moyen:  $25 \pm 1.3$  ans) étaient capable de se lever de la chaise basse et utilisaient  $39 \pm 8.1\%$  de la force maximale des extenseurs du genou (Hughes et al., 1996).

### 2.2.3.3 Quantité de mouvement

Les variations de la quantité de mouvement linéaire (momentum) lors du PAD ont fait l'objet de plusieurs études, comparativement aux autres activités fonctionnelles. Rappelons que la quantité de mouvement linéaire est le produit de la masse par la vitesse linéaire. Puisque la masse des segments demeure constante dans le cas du PAD, la quantité de mouvement traduit donc la vitesse des segments étudiés. Pour le PAD, c'est généralement la quantité de mouvement du centre de masse du corps qui est examinée dans la direction horizontale (antéro-postérieure) et dans la direction verticale (Figure 2). La quantité de mouvement du centre de masse dans la direction horizontale est dominante lors la phase de flexion. À ce moment, la combinaison de flexion des hanches et du tronc procure une vitesse horizontale aux segments tronc-tête-bras (Hirschfeld et al., 1999; Mourey, Grishin, d'Athis, Pozzo et Stapley, 2000; Roebroek et al., 1994). Cette quantité de mouvement atteint sa valeur maximale juste avant le décolllement des cuisses (Hirschfeld et al., 1999; Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994), puis diminue alors qu'une augmentation de la quantité de mouvement verticale s'amorcent au moment de la phase

d'extension du PAD (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994). Dans le milieu de la phase d'extension du PAD, la quantité de mouvement verticale du centre de masse atteint sa valeur maximale (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994). La Figure 2 montre que les profils de quantité de mouvement horizontale et verticale se chevauchent. Selon Schenkman et al. (1990), cette période de chevauchement (phase 2 sur la figure) serait le témoin d'un transfert de quantité de mouvement entre les deux directions du mouvement. Ainsi, Schenkman et al. (1990) ont divisé le PAD en 4 phases: 1) phase du mouvement en flexion avec augmentation de la quantité de mouvement, 2) phase de transfert de la quantité de mouvement, 3) phase d'extension et 4) phase de stabilisation.

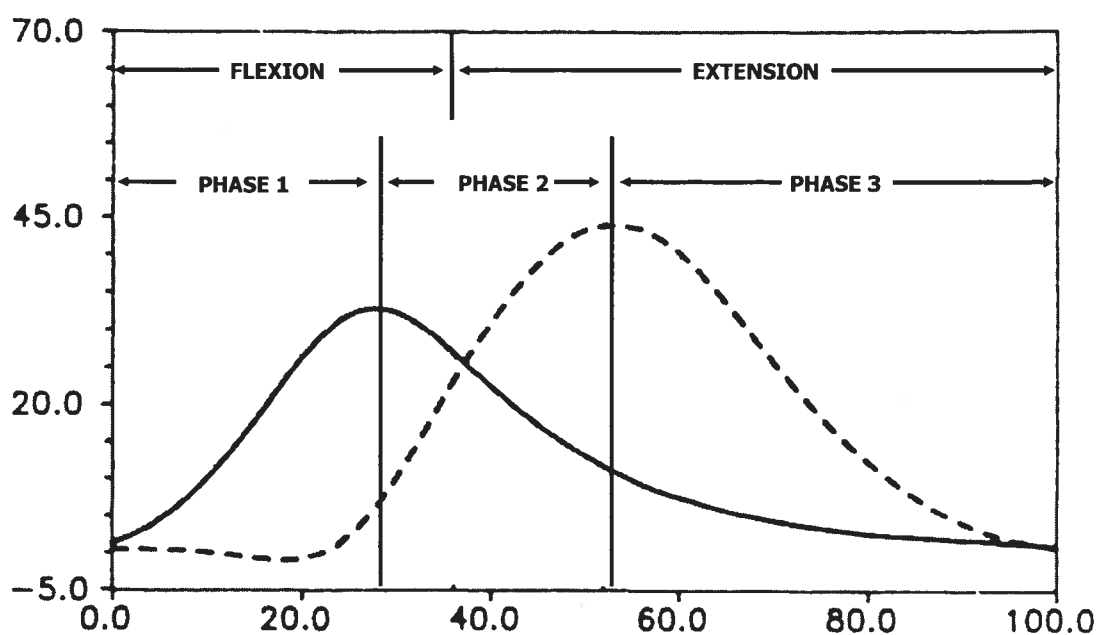


Figure 2: Profil des variations de la quantité de mouvement horizontale (—) et verticale (---) au cours du passage du PAD à vitesse naturelle ( $n = 10$ ). Les trois premières phases décrites par Schenkman et al. (1990) sont identifiées (Figure modifiée de Pai et Rogers (1990)).



Étant donné que l'action de se lever d'une chaise nécessite un déplacement du centre de masse d'une position stable (assis) à une position moins stable sur les membres inférieurs en extension (debout), l'individu doit avoir un bon équilibre pour contrôler l'accélération horizontale et verticale (Vander Linden et al., 1994). L'équilibre dans ce cas, c'est l'habileté à contrôler le centre de masse du corps ou le centre de gravité dans la base de support (déterminée par la position des pieds au sol) et ce, par des ajustements posturaux, c'est-à-dire des patrons d'activation musculaire et des mouvements segmentaux (Carr et Shepherd, 1998).

## **2.3 Modulation des paramètres moteurs du PAD par certains facteurs intrinsèques et extrinsèques**

Parmi les facteurs intrinsèques, l'effet de l'âge sera décrit. Pour les facteurs extrinsèques, nous décrirons les rôles de la vitesse d'exécution, du placement des pieds, de la hauteur de la chaise et de la position du tronc. Pour ce dernier facteur, une section à part lui sera consacrée considérant l'importance de ce facteur dans le présent mémoire.

### **2.3.1 Âge**

Selon Hughes et al. (1996), les personnes âgées (âge moyen: 78 ans) utilisent une plus grande proportion de la force maximale des extenseurs du genou pour se lever d'une chaise comparativement aux personnes plus jeunes (âge moyen: 39 ans). Les personnes jeunes sont plus en mesure de se lever d'une chaise avec les pieds plus antérieurs que les personnes âgées, étant donné l'importance de l'effort musculaire requis par cette position des pieds (Shepherd et Koh, 1996). Dans une étude comparant les femmes âgées (âge moyen: 75 ans) se levant d'une chaise standard à des jeunes femmes (âge moyen: 24 ans), Wheeler et al. (1985) ont rapporté un placement initial des pieds plus en postérieur accompagné d'une plus grande flexion antérieure du tronc chez les femmes âgées comparativement aux valeurs chez les femmes plus jeunes. De plus, la quantité de mouvement horizontale était plus importante chez les femmes âgées alors qu'elles étaient

encore en contact avec la chaise (Gross et al., 1998; Wheeler et al., 1985). Toutefois, au moment du décollement des cuisses, Mourey et al. (2000) ont démontré que le centre de masse chez les sujets âgés était postérieur à celui chez les sujets plus jeunes, peut-être pour éviter une chute vers l'avant lorsqu'il y a perte de contact avec le siège.

### **2.3.2 Vitesse d'exécution**

Une augmentation de la vitesse d'exécution s'accompagne évidemment d'une durée plus courte du mouvement. La vitesse d'exécution ne semble pas avoir d'influence sur l'excursion aux articulations, cependant elle modifie les stratégies de mouvement utilisées pour effectuer ces tâches (Burdett et al., 1985; Gross et al., 1998; Vander Linden et al., 1994). Gross et al. (1998) ont également noté une augmentation significative des moments extenseurs à la hanche (sujets jeunes) et au genou (sujets jeunes et âgés) lorsque le sujet exécutait la tâche plus rapidement. L'augmentation de la vitesse d'exécution du PAD affecte beaucoup plus la quantité de mouvement verticale que la quantité de mouvement horizontale (Pai et Rogers, 1990) et c'est le segment cuisse qui contribue le plus à l'accroissement de la quantité de mouvement verticale (Pai et Rogers, 1991).

### **2.3.3 Position des pieds**

La modification de la position des pieds chez les sujets sains affecte les mouvements du tronc et de la tête (Stevens, Bojsen-Moller et Soames, 1989), les forces produites sous les pieds (Brunt et al., 2002; Kawagoe et al., 2000; Khemlani et al., 1999; Roy et al., 2006; Stevens et al., 1989), les moments de force aux articulations des membres inférieurs (Kawagoe et al., 2000; Shepherd et Koh, 1996) ainsi que l'activité musculaire (Brunt et al., 2002; Kawagoe et al., 2000; Shepherd et Koh, 1996). L'éloignement en antérieur des deux pieds par rapport au siège de la chaise entraîne une augmentation de l'amplitude de mouvement au tronc afin de permettre le déplacement horizontal du centre de masse au-dessus de la base de sustentation (Fleckenstein et al., 1988; Kawagoe et al., 2000; Khemlani et al., 1999; Shepherd et Koh, 1996; Vander Linden et al., 1994). Shepherd

et Koh (1996) ont noté que le moment musculaire net des extenseurs du genou est diminué lors de la phase d'extension quand les pieds sont placés plus antérieurement. Les personnes jeunes, comparativement aux personnes âgées, sont en mesure de se lever avec les pieds plus antérieurs, mais l'effort musculaire demandé se trouve supérieur dans cette position (Shepherd et Koh, 1996). Un placement des pieds trop en antérieur peut même rendre impossible la réalisation du PAD (Shepherd et Koh, 1996). L'exécution de cette tâche est beaucoup plus simple lorsqu'au moins un des pieds est placé en postérieur, c'est-à-dire derrière une ligne perpendiculaire au sol qui passe par l'articulation du genou. Ce placement des pieds permet une flexion dorsale aux chevilles (Carr et Shepherd, 1987).

Quelques chercheurs ont étudié l'effet de différentes positions des pieds sur la distribution de la mise en charge sous chacun des pieds à l'aide des forces verticales de réaction du sol (Brunt et al., 2002; Kawagoe et al., 2000; Khemlani et al., 1999; Roy et al., 2006; Stevens et al., 1989) et de l'activité EMG (Brunt et al., 2002; Kawagoe et al., 2000). La condition des pieds asymétrique, soit un pied devant et l'autre derrière, fait en sorte que la distribution de la mise en charge est asymétrique, le poids du corps étant supporté majoritairement par la jambe placée en postérieur (Brunt et al., 2002; Roy et al., 2006). Le sujet sain a ainsi la capacité de modifier la répartition de sa mise en charge sur l'un ou l'autre des membres inférieurs en changeant la position initiale des pieds (Brunt et al., 2002).

#### **2.3.4 Hauteur de la chaise**

La moyenne des angles sommets en flexion de la hanche (Vander Linden et al., 1994) et du genou (Burdett et al., 1985; Vander Linden et al., 1994; Wheeler et al., 1985) diminuait lorsque les sujets sains se levaient à partir d'une chaise plus haute. De même, les moments de force des extenseurs du genou et de la hanche étaient plus petits relativement à ceux mesurés avec une chaise de hauteur standard (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989).

## **2.4 Position du tronc**

L'influence de la position du tronc a été étudiée par deux approches qui ont conduit à des résultats complémentaires. Pour comprendre ces deux approches, il faut différencier deux aspects importants: la position initiale du tronc est la position de départ du sujet avant qu'il commence à bouger, alors que la flexion active du tronc est lorsque le sujet fléchit davantage le tronc vers l'avant dans la phase de flexion avant de débiter la phase d'extension. La première approche que nous désignerons approche A consistait à placer le tronc en position plus ou moins fléchi et à demander au sujet de se lever par la suite sans fléchir davantage le tronc vers l'avant (Schenkman et al., 1990; Shepherd et Gentile, 1994). Dans la seconde approche que nous appellerons approche B, le PAD était amorcé avec le tronc initialement en position verticale, mais le sujet devait faire une flexion active du tronc plus grande avant de débiter la phase d'extension (Doorenbosch et al., 1994).

### **2.4.1 Paramètres spatio-temporaux**

Dans l'approche A, le tronc étant déjà fléchi initialement, la flexion active du tronc est donc absente et la durée de la phase de flexion est d'autant plus réduite que le tronc est fléchi au départ. Cependant, la durée de la phase d'extension subséquente augmente en fonction de la flexion initiale (Goulart et Valls-Sole, 1999; Shepherd et Gentile, 1994).

### **2.4.2 Paramètres cinématiques**

Se lever d'une chaise de façon normale sans flexion du tronc au début ou en faisant une flexion du tronc vers les genoux avant de se lever n'a entraîné aucun changement angulaire au niveau des articulations du genou et de la cheville (Doorenbosch et al., 1994; Goulart et Valls-Sole, 1999; Shepherd et Gentile, 1994). Il va de soi que la cinématique de la hanche est modifiée dans le sens d'une augmentation de la position initiale de flexion (approche A) ou de la quantité de flexion active (approche B)

La séquence des mouvements des différentes articulations est affectée par la position initiale du tronc et s'il est libre ou non de fléchir vers l'avant. Tout d'abord, lorsque les sujets font une flexion active du tronc lors de la phase de pré-extension (ils fléchissent le tronc plus loin en avant pour se lever), la séquence de l'extension aux articulations du membre inférieur était genou, hanche, puis cheville (Kelley et al., 1976; Shepherd et Gentile, 1994). Les interactions entre les segments liés pourraient expliquer l'extension à l'articulation du genou lorsque la cuisse fait une rotation vers l'avant sur la jambe.

Toutefois, lorsqu'il n'y a pas de flexion active du tronc lors de la phase de pré-extension, soit que la position de départ du sujet est en flexion complète du tronc ou bien que le tronc est modérément fléchi au départ, sans que le sujet ne fasse de flexion active de la hanche, le sujet va étendre les membres inférieurs et se déplacer verticalement pour se lever. L'ordre d'activation changeait: l'extension de la hanche en premier, suivi par le genou et la cheville (Shepherd et Gentile, 1994). Les interactions entre les segments liés pourraient donner des explications plausibles: le haut du corps libre se lève vers le haut, l'extension à la hanche se produit à mesure que le segment tronc fait une rotation vers l'arrière par rapport à la cuisse.

### **2.4.3 Paramètres cinétiques**

Shepherd et Gentile (1994) n'ont pas démontré d'effet de la position initiale du tronc sur l'intensité des moments. Les trois positions de départ étudiées étaient le tronc à la verticale et le tronc à 30° et à 60° de flexion antérieure. Il faut toutefois noter que les moments rapportés sont ceux calculés après le décollement du siège. À cet instant, les auteurs n'ont pas indiqué la position du tronc, laquelle a été possiblement similaire malgré une position de départ différente. Dans un tel cas, il est peu probable que les moments soient différents en fonction de la position initiale du tronc. Cette interprétation serait consistante avec les résultats de Doorenbosch et al. (1994). Ces auteurs ont démontré qu'une stratégie de flexion active au tronc causait une augmentation significative des

moments musculaires d'extension de la hanche et de flexion plantaire et une diminution significative (27%) du moment musculaire des extenseurs du genou par rapport à une stratégie naturelle sans flexion du tronc. L'examen des courbes de déplacements angulaires montre clairement une flexion plus grande de la hanche dans la stratégie de flexion active. Le déplacement du centre de masse des segments tête-tronc-membres supérieurs vers l'avant fait en sorte que le bras de levier de cette masse par rapport aux axes de la hanche et de la cheville s'allonge alors qu'il se raccourcit par rapport à l'axe du genou (Doorenbosch et al., 1994).

Le concept du moment supporteur décrit par Winter (1980), permettant de déterminer les groupes de muscles qui participent au support du corps lors de la phase d'appui à la marche, peut également s'appliquer au PAD (Shepherd et Gentile, 1994). En effet, le PAD a plusieurs caractéristiques similaires à la phase d'appui à la marche. Le PAD est un mouvement propulsif nécessitant un déplacement du centre de masse vers le haut en maintenant le support des segments du corps au-dessus des pieds. Le moment supporteur ( $M_s$ ) est la sommation des moments musculaires nets de la hanche ( $M_h$ ), du genou ( $M_g$ ) et de la cheville ( $M_c$ ). L'équation qui décrit le moment supporteur est donc  $M_s = M_h + M_g + M_c$  à la condition que les moments musculaires nets d'extension de la hanche et du genou de même que le moment musculaire net de flexion plantaire aient une valeur positive. Un moment supporteur positif signifie que le corps est supporté et qu'il ne s'effondrera pas. Un moment supporteur négatif traduit un phénomène inverse. Une des conséquences de la sommation des moments est que le moment supporteur peut demeurer positif malgré la présence d'un moment musculaire net de flexion à une ou deux articulations. Il faut alors que le moment musculaire net d'extension des articulations restantes compense ces moments de flexion.

Au cours du PAD, le moment supporteur a toujours une valeur positive, même à la fin du mouvement où le moment musculaire net du genou peut être dans le sens de la flexion. À cette période du PAD, les moments musculaires nets d'extension de la hanche et de flexion plantaire sont suffisamment élevés pour compenser le moment de flexion du

genou (Shepherd et Gentile, 1994). De même, il est possible de voir que le concept de moment supporteur s'applique aussi à l'étude de Doorenbosch et al. (1994). L'augmentation des moments d'extension de la hanche et de flexion plantaire associé à la diminution du moment d'extension du genou au cours de la stratégie de flexion active du tronc entraîne peu de changement dans le moment supporteur par rapport à la stratégie naturelle sans flexion du tronc.

#### **2.4.4 Contribution des mouvements du tronc à la réussite du PAD**

Dans la littérature sur le PAD, il est fréquemment mentionné que la flexion du tronc est un élément important qui contribue à la réussite du PAD. Les deux mécanismes qui sont invoqués sont le déplacement du centre de masse dans la base de sustentation et le transfert de la quantité de mouvement (Riley et al., 1991).

##### **2.4.4.1 Déplacement du centre de masse dans la base de sustentation**

À partir d'une position verticale du tronc, la flexion des hanches déplace le centre de masse du tronc vers l'avant pour placer sa projection verticale dans la base de sustentation des pieds au moment où il y aura perte de contact avec le siège. Cette stratégie est nécessaire pour assurer l'équilibre du corps puisque le sujet aura tendance à retomber sur le siège si le centre de masse se projette derrière les talons. Une des évidences que ce mécanisme est effectivement utilisé est l'accroissement de la flexion du tronc associé avec un positionnement de plus en plus antérieur des pieds lors du PAD (Fleckenstein et al., 1988; Shepherd et Koh, 1996). Il est probable que l'augmentation des moments musculaires nets des extenseurs de la hanche constatée par ces auteurs soit en partie causée par la plus grande flexion antérieure du tronc. Il faut toutefois prendre en considération les dimensions dynamiques du mouvement qui pourraient aussi intervenir, en particulier lorsque le PAD est réalisé plus rapidement ou avec les pieds positionnés antérieurement.

#### 2.4.4.2 Transfert de la quantité de mouvement

Le transfert de la quantité de mouvement entre les segments est aussi une autre stratégie qui a été invoquée pour expliquer la contribution du mouvement du tronc à la réussite du PAD. Ainsi, Schenkman et al. (1990) ont avancé que la quantité de mouvement vers l'avant du tronc pouvait faciliter l'élévation verticale du corps jusqu'à la position debout en facilitant l'extension des membres inférieurs. Selon ces auteurs, la quantité de mouvement, développée par la rotation antérieure du tronc et du bassin à partir de la position initiale jusqu'au décollement des cuisses (Figure 2: phase 1), est transférée à tout le corps durant la phase 2 pour contribuer au mouvement antérieur et vertical du corps. Schenkman et al. (1990) ont également souligné qu'un individu peut utiliser cette stratégie de transfert de quantité de mouvement seulement s'il est capable de contrôler la quantité de mouvement vers l'avant après le décollement des cuisses.

Bien que le concept de transfert de la quantité de mouvement soit fréquemment invoqué comme mécanisme aidant à l'élévation du centre de masse, il n'existe pas de démonstration rigoureuse de ce phénomène. Les évidences avancées sont plutôt indirectes, la principale étant le fait que la diminution de la quantité de mouvement horizontale au début de la phase 2 (phase de transfert) s'accompagne d'une augmentation simultanée de la quantité de mouvement verticale (Figure 2). Par ailleurs, Shepherd et Koh (1996) notent que le moment musculaire net des extenseurs du genou est diminué lors de la phase d'extension quand les pieds sont placés plus antérieurement. Dans cette condition expérimentale, la vélocité angulaire de la hanche (et donc la quantité de mouvement) lors de la phase de flexion était nettement plus élevée que dans les autres conditions où les pieds étaient plus en postérieur. Il est donc plausible qu'une plus grande quantité de mouvement ait été transférée aux segments cuisses, ce qui pourrait expliquer la diminution du moment d'extension. Dans leur publication de 1991, Riley et al. (1991) admettent que la démonstration du transfert de quantité de mouvement n'est pas encore complète et qu'il faudrait une étude plus poussée entre autres des variations de la quantité de mouvement angulaire. À ce propos, Crosbie et al. (1997) mentionnent que le transfert de la quantité de



mouvement ne serait pas un facteur important pour aider à l'élévation du corps puisque les moments appliqués aux segments tronc et cuisse sont presque complètement expliqués par la nécessité de contrer les effets de la gravité, un point que confirme Hutchinson, Riley et Krebs (1994). S'il y avait une contribution du transfert de la quantité de mouvement, les moments musculaires seraient inférieurs à ceux générés par la gravité. Néanmoins, il faudra attendre des études plus précises pour conclure définitivement sur la contribution du transfert de la quantité de mouvement.

Le transfert de la quantité de mouvement ne serait pas seulement important pour aider à l'élévation du centre de masse, mais il pourrait aussi être impliqué dans le contrôle de l'équilibre (Riley et al., 1991). Au décolllement des cuisses, la projection verticale du centre de masse du corps est momentanément postérieure au centre de pression sous les pieds, ce qui rend le corps instable. L'utilisation de la quantité de mouvement de tout le corps en combinaison avec un contrôle musculaire adéquat permettrait alors d'éviter de retomber vers l'arrière. Dans une analyse des échecs de performance lors du PAD, Riley, Krebs et Popat (1997) ont effectivement montré qu'une insuffisance de quantité de mouvement pouvait expliquer les incapacités à initier le PAD.

Bref, concernant l'influence de la position du tronc sur la réalisation du PAD, les deux approches décrites précédemment (A et B) n'ont pas eu le même effet sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques. Plus le tronc était fléchi initialement ou moins il y avait de flexion active à la hanche, plus la durée de la phase d'extension augmentait et ainsi, la force relativement élevée des extenseurs (au moins 3 fois le poids du corps) était produite pour une plus longue période de temps (Shepherd et Gentile, 1994). L'extension aux membres inférieurs était plus rapide lorsque le tronc était en position verticale au départ (Shepherd et Gentile, 1994).

La cinématique de la hanche était modifiée dans le sens d'une augmentation de la position initiale de flexion au tronc (approche A) ou de la quantité de flexion active (approche B). Toutefois aucun changement angulaire n'a été noté au niveau du genou et de la cheville (Doorenbosch et al., 1994; Goulart et Valls-Sole, 1999; Shepherd et Gentile,

1994). La séquence des mouvements aux différentes articulations était affectée par la position initiale du tronc et s'il était libre ou non de fléchir vers l'avant (Kelley et al., 1976; Shepherd et Gentile, 1994).

La flexion active de la hanche durant la phase de pré-extension a affecté la production de force aux membres inférieurs. En fléchissant activement le haut du corps vers l'avant pour se lever (approche B), il y avait conservation d'énergie et alors, réduction de la force musculaire à produire par les membres inférieurs, comparativement à l'approche A où un vigoureux mouvement vertical du centre de masse était nécessaire (Shepherd et Gentile, 1994). D'autre part, une stratégie de flexion active au tronc (approche B) causait une augmentation significative des moments musculaires d'extension à la hanche et de flexion plantaire à la cheville ainsi qu'une diminution significative du moment musculaire d'extension au genou par rapport à une stratégie naturelle sans flexion active du tronc (approche A) (Doorenbosch et al., 1994). Toutefois, la valeur du moment supporteur est demeurée sensiblement la même dans les deux approches (Shepherd et Gentile, 1994).

## **2.5 Le PAD chez le patient atteint d'une hémiparésie**

### **2.5.1 Paramètres spatio-temporaux**

L'adulte hémiparétique prend plus de temps que l'individu normal pour se lever d'une chaise et ce, pour plusieurs raisons dont, entre autres, la difficulté à stabiliser le centre de gravité et la plus grande amplitude de mouvement au tronc (Cheng et al., 1998). Chez la personne hémiparétique, le temps moyen requis pour se lever d'une chaise varie entre 1.9 et 3.3 secondes (Engardt, 1994, 1994; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Hesse, Schauer, Petersen et Jahnke, 1998; Yoshida et al., 1983) et peut même atteindre des valeurs autour de 4.3 à 4.8 secondes chez des sujets hémiparétiques chroniques (Chou et al., 2003) ou à risque élevé de chute (Cheng et al., 1998).

## **2.5.2 Paramètres cinématiques**

### **2.5.2.1 Déplacement angulaire des articulations**

Tel que mentionné précédemment, la tâche du PAD se divise en deux grandes phases, soit une phase de flexion suivie d'une phase d'extension. La transition entre ces deux phases est associée au décollement des cuisses du siège ou «seat-off». Les événements qui précèdent le décollement des cuisses correspondent à la phase de flexion alors que les événements qui succèdent surviennent durant la phase d'extension.

Peu d'études ont rapporté les amplitudes requises lorsque les personnes hémiparétiques se lèvent d'une chaise. Carr et Shepherd (1987) ont noté une diminution de l'amplitude articulaire en flexion dorsale de la cheville du côté parétique, ce qui faisait en sorte que la personne hémiparétique éprouve de la difficulté à placer son pied atteint en postérieur (Carr et Shepherd, 1987).

### **2.5.2.2 Déplacement du centre de masse**

Le patient hémiparétique a une incapacité à transférer le centre de masse suffisamment en antérieur, c'est-à-dire à déplacer les épaules et les genoux vers l'avant au-dessus des pieds. Il va donc tenter de transférer son poids vers l'avant par une flexion du tronc et de la tête au lieu des hanches ou de glisser ses fesses jusqu'au bord de la chaise (Carr et Shepherd, 1987). Au moment du décollement des cuisses lors du PAD, les personnes hémiparétiques ont une projection plus antérieure du centre de gravité (2 cm devant les talons) que les sujets sains (3 cm derrière les talons) (Hesse et al., 1994). Toutefois, après le décollement des cuisses, le centre de gravité se déplace moins vers l'avant que chez le sujet sain, mais plus en médio-latéral (Hesse et al., 1994). Il n'y a pas de différence concernant la direction verticale (Hesse et al., 1994).

Le déplacement du centre de masse chez la personne hémiparétique est plus marquée dans la direction médio-latérale qu'en antéro-postérieur avant et après le

décollement des cuisses, contrairement au sujet sain (Cheng et al., 1998; Hesse et al., 1994; Hesse et al., 1998). L'oscillation du centre de pression dans la direction médio-latérale durant le PAD est plus accentuée chez les sujets hémiparétiques que chez les sujets sains (12.05 cm et 6.73 cm respectivement) et est également plus marquée chez les individus hémiparétiques chuteurs que chez les hémiparétiques non-chuteurs (Cheng et al., 1998). Par ailleurs, plus le centre de pression se déplace en médio-latéral, plus la stabilité posturale est faible, ce qui augmente le risque de chutes des patients hémiparétiques (Cheng et al., 1998). L'oscillation du centre de pression lors du PAD couvre une plus grande surface chez le sujet hémiparétique ( $1967\text{mm}^2$ ) que chez le sujet sain ( $520\text{mm}^2$ ) (Yoshida et al., 1983). Hesse et al. (1994) ont également remarqué la tendance, chez les individus hémiparétiques gauches, à déplacer leur centre de gravité vers le côté non-affecté avant et après le décollement des cuisses, l'atteinte du lobe pariétal droit affectant l'orientation spatiale et l'alignement du corps (Hesse et al., 1994). Par contre, les hémiparétiques droits déplacent leur centre de gravité également des 2 côtés avant et après le décollement des cuisses.

### **2.5.3 Paramètres cinétiques**

#### **2.5.3.1 Forces de réaction du sol**

Le sujet hémiparétique présente généralement une distribution asymétrique de la mise en charge aux membres inférieurs lorsqu'il se lève naturellement d'une chaise: il a tendance à transférer son poids davantage sur sa jambe saine (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Dickstein et al., 1984; Eng et Chu, 2002; Engardt, 1994; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Lee, Wong, Tang, Cheng et Lin, 1997; Roy et al., 2006; Sackley, 1990). Cette stratégie compensatoire lui permet de se lever d'une chaise de façon indépendante (Carr et Shepherd, 1998). Certains auteurs ont rapporté que la charge supportée par le membre inférieur parétique atteignait en moyenne 37.5% du poids corporel (Engardt et Olsson, 1992). Les résultats de l'étude de Cheng et al. (1998) ont démontré que la charge supportée par le membre inférieur parétique pour se lever correspondait à 24% du poids du corps chez les sujets hémiparétiques chuteurs et à 29% du poids du corps chez les sujets

hémiparétiques non-chuteurs. La répartition asymétrique du poids corporel sur les membres inférieurs pour se lever d'une chaise contribue par ailleurs à augmenter le risque de chute chez les patients hémiparétiques: plus la charge supportée par le membre inférieur parétique est faible, plus l'individu avec une hémiparésie est à risque de chute (Cheng et al., 1998). Toutefois, la différence de mise en charge entre les sujets hémiparétiques non-chuteurs et chuteurs est faible.

### **2.5.3.2 Moments musculaires aux membres inférieurs dans le plan sagittal**

Peu d'études ont porté sur l'asymétrie des moments de force aux membres inférieurs chez les individus hémiparétiques lors du passage de la position assise à debout. Notamment, Roy (2004) a démontré que le moment net au genou parétique était augmenté dans la condition avec le pied parétique derrière le pied non-parétique et qu'ainsi, l'asymétrie des moments aux genoux était significativement diminuée comparativement aux conditions des pieds spontanée et symétrique. Une association significative a également été trouvée entre l'asymétrie de la force musculaire des extenseurs aux genoux et l'asymétrie des moments nets aux genoux lors de l'exécution du PAD ( $r = 0.85$ ) (Roy, 2004). Le renforcement des extenseurs du genou pour réduire l'asymétrie des moments était suggéré (Roy, 2004). De plus, Lomaglio et Eng (2005) ont trouvé une corrélation élevée entre la force des extenseurs du genou parétique et la performance lors du PAD chez les individus hémiparétiques chroniques. La force des extenseurs du genou en isométrie a aussi été identifiée comme un bon prédicteur de l'indépendance lors de la réalisation de cette tâche chez les personnes hémiparétiques en phase aigue de réadaptation (Eriksrud et Bohannon, 2003).

Étant donné que le PAD requiert déjà un niveau d'effort important à la hanche et au genou chez les individus sains (Fleckenstein et al., 1988; Kelley et al., 1976; Pai et Rogers, 1991, 1991; Rodosky et al., 1989; Roebroek et al., 1994), plusieurs personnes hémiparétiques auront de la difficulté à se lever debout sans assistance. La présence d'un affaiblissement musculaire chez le sujet hémiparétique suite à un AVC entraîne la plupart

du temps une plus grande sollicitation de leur force résiduelle pour exécuter les mêmes activités fonctionnelles que les sujets sains (Kotake et al., 1993; Nadeau, Gravel, Arsenault et Bourbonnais, 1999). La faiblesse musculaire est donc susceptible d'entraîner des compensations motrices chez la personne hémiparétique afin qu'elle soit capable de réaliser la tâche de se lever d'une chaise de façon indépendante (Carr et Shepherd, 1987).

## 2.6 Rééducation du PAD

Dans la rééducation du PAD chez les personnes atteintes d'une hémiparésie, les cliniciens devraient se fier aux différents facteurs intrinsèques et extrinsèques qui modifient l'exécution de cette tâche. Pour les individus présentant des faiblesses musculaires aux articulations de la hanche et du genou, des mécanismes compensatoires, soit mécaniques (ex: chaise plus haute) ou physiques (ex: stratégie différente pour se lever) devraient être utilisés pour se lever d'une chaise. En effet, dépendamment du degré et de la distribution de la faiblesse musculaire, différentes manoeuvres compensatoires sont disponibles pour parvenir à se lever d'une chaise, notamment la flexion complète du tronc dans les premières étapes du PAD, habituellement combinée à une vitesse d'ascension plus lente (Butler, Nene et Major, 1991). Ces compensations ou ces stratégies alternatives, en réduisant les moments à la hanche et au genou, entraînent une meilleure stabilité posturale (Schultz, Alexander et Ashton-Miller, 1992), ce qui facilite l'exécution du PAD, une tâche très exigeante mécaniquement (Shepherd et Koh, 1996).

Les personnes hémiparétiques peuvent améliorer la répartition de leur mise en charge aux membres inférieurs par l'entraînement (Dean, Richards et Malouin, 2000; Fowler et Carr, 1996), les transferts de poids en latéral (Eng et Chu, 2002), la présence de feedback visuel (Cheng et al. 2001) et auditif (Cheng et al., 2001; Engardt, 1994, 1994; Engardt et Knutsson, 1994; Engardt, Ribbe et Olsson, 1993; Fowler et Carr, 1996) ou d'instructions pour se lever (Engardt et Olsson, 1992). Notamment, l'étude de Dean et al. (2000) avait pour but d'investiguer l'effet d'un entraînement fonctionnel au membre inférieur consistant en 10 stations de travail (PAD en variant la hauteur de la chaise, marche

sur blocs, marche sur tapis roulant, etc). À la fin des 4 semaines d'entraînement, le groupe expérimental (entraînement au membre inférieur) a augmenté de façon significative la force maximale de réaction du sol produite sous le pied affecté (13.6% et 0.5% du poids du corps respectivement pour le groupe expérimental et le groupe contrôle) durant le PAD comparativement au groupe témoin (entraînement au membre supérieur). L'amélioration de cette force de réaction du sol du côté affecté lors du PAD chez les sujets hémiparétiques du groupe expérimental suggère que ceux-ci ont augmenté leur capacité à générer la force par les muscles du membre inférieur affecté durant la tâche (Dean et al., 2000). Engardt et al. (1993) ont remarqué que l'amélioration moyenne de la charge corporelle supportée par le membre inférieur parétique lors du PAD était de 13.2% du poids du corps pour le groupe expérimental (avec feedback auditif) et de 5.1% pour le groupe témoin (sans feedback auditif). Toutefois, l'amélioration de la distribution n'était pas persistante dans le temps (33 mois post-entraînement avec feedback) (Engardt, 1994). L'entraînement consistant à distribuer la mise en charge de façon symétrique en position debout à l'aide d'un feedback visuel et auditif améliorait la performance au PAD chez les patients hémiparétiques (Cheng et al., 2001). De plus, lors du PAD, les sujets hémiparétiques améliorent de façon significative la distribution de la mise en charge sur les membres inférieurs avec la consigne «se lever de façon symétrique»: le membre inférieur parétique a supporté 44.4% du poids corporel, comparativement à la condition spontanée où le membre inférieur parétique supportait 37.5% (Engardt et Olsson, 1992). Une autre solution pour diminuer l'asymétrie entre les membres inférieurs est d'utiliser une position asymétrique des pieds: le placement du membre inférieur atteint en postérieur par rapport au membre non-atteint (Brunt et al., 2002; Roy et al., 2006). Les résultats n'ont démontré aucune différence significative entre le poids supporté du côté atteint et du côté non-atteint.

Le sujet hémiparétique peut améliorer la mise en charge sur le membre inférieur parétique lors du PAD, il faut l'encourager pour éviter le phénomène de non-usage (Engardt et Olsson, 1992; Taub et al., 1993). Toutefois, la personne atteinte d'une hémiparésie, étant donné sa faiblesse musculaire au membre inférieur du côté affecté et l'incapacité fréquente à placer le pied affecté en postérieur à cause d'un manque de flexion

dorsale, a souvent de la difficulté à générer assez de force par ce membre pour se lever (Carr et Shepherd, 1987).

Pour conclure, un des principaux objectifs de la rééducation du PAD chez les personnes atteintes d'une hémiparésie est de favoriser l'utilisation du membre atteint pour ainsi diminuer l'asymétrie de la mise en charge. Une façon clinique de déterminer celle-ci consiste à examiner la position des segments du corps et plus particulièrement la position du tronc, d'où le sujet du présent mémoire.



## CHAPITRE 3

### MÉTHODOLOGIE

#### 3.1 Participants

Dix-sept sujets hémiparétiques chroniques (12 hommes et 5 femmes), âgés entre 27 et 72 ans ( $49.7 \pm 11.3$  ans) ont participé à l'étude. Les mesures anthropométriques moyennes ( $\pm 1$  ET) étaient de 170.1 cm ( $\pm 6.9$ ) pour la taille et de 75.8 kg ( $\pm 13.7$ ) pour le poids. À l'intérieur du groupe, 12 personnes présentaient une hémiparésie gauche. Le temps moyen depuis l'AVC était de  $3.2 \pm 2.3$  années (étendu: 11.0 mois à 10.1 années). Les participants ont été sélectionnés selon les critères d'inclusion suivants: 1) avoir subi un premier AVC depuis plus de 6 mois, 2) être capable de se lever d'une chaise et de s'asseoir de façon indépendante sans l'usage des bras et des mains et de tolérer environ 2 heures d'évaluation avec des périodes de repos appropriées, 3) présenter une faiblesse musculaire résiduelle et une atteinte motrice légère à sévère au membre inférieur atteint résultant en une cotation inférieure à 6 au Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993). Les individus ayant des troubles cognitifs, une atteinte cérébelleuse, des désordres musculo-squelettiques ou d'autres problèmes neurologiques suite à leur AVC étaient exclus de cette étude.

Un groupe témoin de quinze sujets sains, 7 hommes et 8 femmes, ont également pris part à l'étude. Tous les sujets étaient droitiers (à l'exception d'un seul) et ils n'avaient pas d'histoires récentes de douleur au dos ou de désordres du système musculo-squelettique aux membres inférieurs. Ils étaient âgés de 33 à 73 ans ( $56.1 \pm 10.9$  ans). La taille et le poids moyen de ces sujets étaient respectivement de 168.4 cm ( $\pm 9.8$ ) et de 73.9 kg ( $\pm 16.5$ ).

Les sujets sains et hémiparétiques ont pris part à une évaluation clinique, suivie d'une évaluation du passage de la position assise à debout en laboratoire d'une durée d'environ 2 heures. Tous les participants ont été informés au sujet de la nature et des objectifs de l'étude et ont signé le formulaire de consentement lors de la première séance. Cette étude, réalisée au laboratoire de pathokinésiologie du Centre de recherche

interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), au site Institut de réadaptation de Montréal, a été approuvée par le Comité d'éthique du CRIR.

### 3.2 Évaluation clinique

Afin de quantifier les déficiences et les incapacités physiques, les sujets hémiparétiques ont été évalués par différents outils d'évaluation clinique fiables et valides administrés par un physiothérapeute ayant plusieurs années d'expérience en neurologie. Concernant les déficiences physiques, le tonus musculaire à la cheville a été évalué par l'échelle de spasticité de Levin et Hui-Chan (Levin et Hui-Chan, 1992) alors que le stade de récupération motrice au membre inférieur a été estimé par le Chedoke McMaster Stroke Assessment (section du membre inférieur) (Gowland et al., 1993). Un dynamomètre Biodex a été utilisé pour tester la force concentrique des extenseurs du genou en isocinétique à une vitesse de  $60^\circ/\text{s}$  (mode passif). Ce groupe musculaire est rapporté dans cette étude puisque les moments musculaires observés au genou durant le passage de la position assise à debout sont principalement en extension. Deux essais, entrecoupés d'une minute de repos, ont été mesurés. Le préchargement statique a été utilisé au début du mouvement (Gravel, Richards et Fillion, 1988; Nadeau, Gravel, Arsenault et Goyette, 1996). La calibration du dynamomètre a été vérifiée avant chaque session en utilisant un poids connu, en accord avec le protocole d'utilisation proposé par le fabricant. Pour l'évaluation, le participant était assis au fond du siège, le dos appuyé sur le dossier et la hanche positionnée à  $80^\circ$  de flexion. Des courroies stabilisaient le bassin, le tronc ainsi que la cuisse du côté évalué. L'axe articulaire de flexion-extension du genou était aligné avec l'axe du dynamomètre et le coussin de résistance était placé à l'extrémité distale de la jambe. La force des extenseurs du genou a été évaluée pour une amplitude de mouvement allant de  $90^\circ$  de flexion à l'extension active complète ( $0^\circ$ ) grâce au mode passif sélectionné sur le Biodex. Ce mode a été choisi pour que le sujet puisse compléter l'amplitude de mouvement malgré une diminution de force musculaire. Une courbe moment-angle, corrigée pour la gravité à chaque angle durant l'amplitude de mouvement, a été établie pour le mouvement

d'extension du genou. Pour caractériser la force de chacun des sujets du côté parétique et non-parétique, les moments ont été calculés à un angle correspondant à 60° de flexion du genou qui correspond à un angle atteint par tous les sujets lors du PAD. La force musculaire au genou a également été testée du côté dominant chez les sujets sains afin d'obtenir des valeurs comparatives pour les sujets hémiparétiques. La moyenne des deux essais de force a été calculée et utilisée pour les analyses statistiques.

Différents tests ont également permis de quantifier les incapacités physiques des personnes hémiparétiques, soit le test de Berg (Berg, Wood-Dauphinee, Williams et Maki, 1992) pour l'équilibre et le test de marche à vitesse naturelle et maximale sur 5 mètres (Salbach et al., 2001) pour la performance locomotrice. Le test de marche a également été effectué chez les sujets sains.

### **3.3 Évaluation du PAD en laboratoire**

#### **3.3.1 Instrumentation**

La réalisation de ce projet a été possible par la mise au point d'un siège instrumenté, développé dans notre laboratoire, sans dossier ni appui-bras et doté de capteurs de force permettant d'enregistrer les forces appliquées sous chacune des cuisses lors du passage de la position assise à debout (Desjardins, Nadeau, Gravel et Roy, 2004). La surface de ce siège comprend 2 sections de 25.5 cm par 51.0 cm, chacune munie de 2 plates-formes de force AMTI (Model MC3A-3-250: Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA, USA). Le niveau du siège est facilement ajustable à l'aide d'un cric à des hauteurs variant de 39 à 77 cm, selon la taille du sujet. La chaise était fixée au sol afin de dissiper et minimiser les vibrations. Deux plates-formes de force au sol de marque AMTI (Model OR6-7-1000) permettaient d'enregistrer les forces sous chacun des pieds. Ces plates-formes de force ont permis de recueillir les forces orthogonales produites au niveau de leur surface respective et de calculer les différents centres de pression sous les cuisses et les pieds. Les forces de réaction du sol et du siège ont été enregistrées à 600 Hz. Les données ont été

lissées avec un filtre numérique Butterworth de 4<sup>ième</sup> ordre sans déphasage ayant une fréquence de coupure de 10 Hz. Les signaux étaient ré-échantillonnés à 60 Hz afin d'être synchronisés avec les données de position des marqueurs.

Trois marqueurs infrarouges non colinéaires étaient placés sur chacun des 9 segments du sujet (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc et tête). Durant le passage de la position assise à debout, les coordonnées tridimensionnelles de ces marqueurs ont été enregistrées à une fréquence de 60 Hz par un système de caméras Optotrak 3020 (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada). De plus, une sonde (Optotrak 6-Marker probe) a été utilisée pour numériser des points spécifiques sur les segments afin de situer les axes anatomiques des articulations des membres inférieurs.

### **3.3.2 Réalisation du PAD**

Les participants sains et hémiparétiques prenaient place bien centrés sur le siège instrumenté avec chacun des pieds et des cuisses reposant sur leurs plates-formes respectives. En gardant les bras croisés sur la poitrine et en regardant une cible placée à une hauteur de 2 mètres sur le mur à 3 mètres devant eux, ils devaient tout d'abord se lever, garder la position debout 4 à 5 secondes et se rasseoir. La tâche était réalisée à vitesse naturelle à partir d'une hauteur de siège correspondant à la longueur de la jambe (distance entre le condyle fémoral latéral et le sol) selon trois conditions de placement des pieds: 1) spontanée (SP): aucune consigne donnée pour la position des pieds, 2) symétrique (S): deux chevilles placées à 15° de flexion dorsale et 3) asymétrique avec le pied atteint placé derrière le pied non atteint (AS-A) pour les sujets hémiparétiques ou avec le pied dominant derrière le pied non-dominant (AS-D) pour les sujets sains. Pour la 3<sup>ième</sup> condition, la partie postérieure du talon du pied antérieur était placée à 50% de la longueur du pied postérieur, lequel était à 15° de flexion dorsale. La condition spontanée était toujours exécutée la première alors que les 2 autres étaient complétées au hasard d'un sujet à l'autre. Deux essais ont été effectués pour chaque condition de placement des pieds, pour un total de 6 essais. Pour standardiser la position du sujet d'un essai à l'autre pour une même condition, les

participants devaient garder les talons en contact avec le sol et ne pas déplacer les pieds au sol pour toute la durée de la tâche. Une marque était tracée au sol pour s'assurer que les sujets gardaient une position constante des pieds. Une ligne tracée sur la face latérale à 50% de la longueur de la cuisse (distance entre le grand trochanter et le centre articulaire du genou) qui devait être alignée avec le bord antérieur du siège permettait de placer les participants au même endroit sur le siège. Avant chacun des essais, l'évaluateur vérifiait que le sujet était centré sur le siège.

### 3.4 Analyse des données et variables à l'étude

Les positions des marqueurs ont été lissées avec un filtre numérique Butterworth de 4<sup>ième</sup> ordre et sans déphasage dont la fréquence de coupure est de 6 Hz. En utilisant les logiciels d'analyse de Mishac Inc. (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada), les angles articulaires dans le plan sagittal ont été calculés à la hanche, au genou et à la cheville. Les positions du tronc ont été quantifiées dans le plan frontal (translation et inclinaison latérale) et dans le plan sagittal (flexion antérieure). L'inclinaison latérale absolue ( $^{\circ}$ ) correspond à l'angle  $\Theta$  entre l'axe longitudinal du tronc projeté dans le plan frontal (L) et l'axe vertical (Figure 3A). L'axe longitudinal est une ligne qui joint le milieu du segment du bassin au centre du cou. Les marqueurs, installés au niveau du processus épineux de la septième vertèbre cervicale (C7) et des épines iliaques postéro-supérieures (EIPS) au bassin (Figure 5) ont permis de définir l'axe longitudinal du tronc. La translation absolue (TA) est définie par le déplacement latéral (m) du centre articulaire du cou relativement à l'origine du système en laboratoire (Figure 3B) alors que la translation relative (TR; Figure 3C) est obtenue après correction pour l'inclinaison latérale selon la formule  $TR = TA - L \sin \Theta$ . La translation relative est reliée au glissement latéral du bassin et des membres inférieurs par une rotation frontale autour de chaque cheville (Figure 3B). Finalement, la flexion antérieure absolue du tronc est estimée par l'angle entre l'axe longitudinal du tronc projeté dans le plan sagittal et l'axe vertical.

L'asymétrie de mise en charge (weight-bearing asymmetry:  $WB_{ASYM}$ ), estimée à l'aide des forces verticales de réaction du sol (VRF) entre les côtés, a été calculée par le ratio suivant:

$$WB_{ASYM} = \frac{\text{VRF côté non-dominant (ou côté atteint)}}{\text{VRF côté dominant (ou côté non-atteint)}}$$

Une symétrie parfaite équivaut à une égalité des forces verticales de réaction du sol sous chacun des pieds ( $WB_{ASYM} = 1$ ).

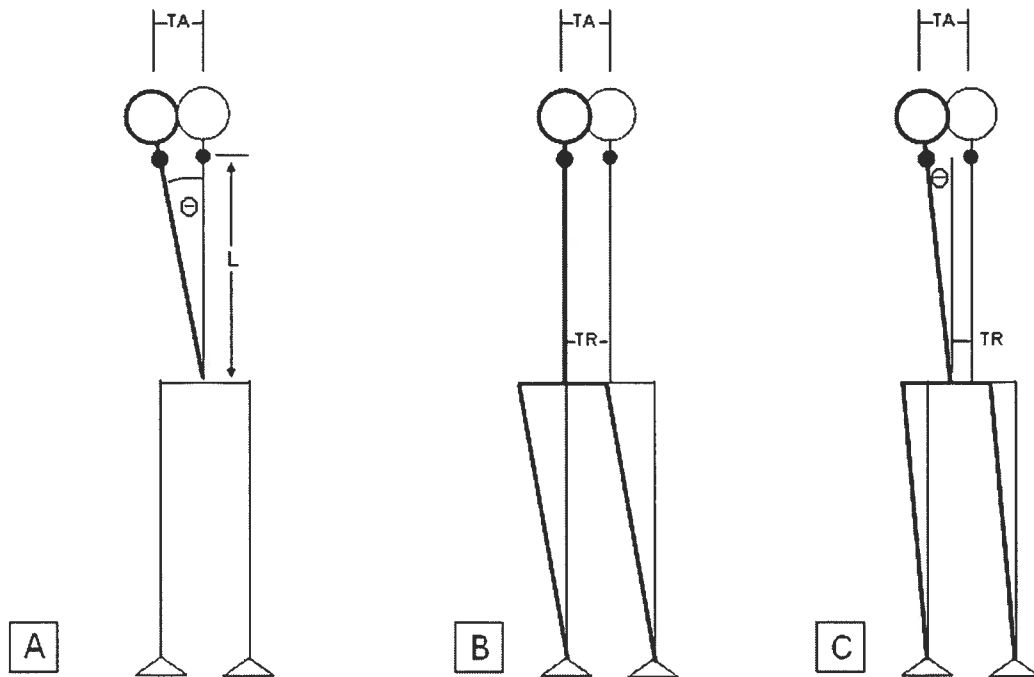


Figure 3: La même translation absolue  $TA$  peut être obtenue par A: une inclinaison latérale égale à  $L \sin \Theta$ , B: une translation relative  $TR$  et C: une combinaison de A et B qui vaut  $TA = TR + L \sin \Theta$ . Dans la figure, l'axe Y du laboratoire a été placé de manière à correspondre à un plan sagittal passant par le milieu du corps.

Les moments articulaires nets au genou ont été estimés par la méthode dynamique inverse (Winter, 1991) réalisée par le logiciel Kingait 3 (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada). L'asymétrie des moments aux genoux (Knee\_momentASYM) a été calculée par le ratio suivant :

$$\text{Knee\_moment}_{\text{ASYM}} = \frac{\text{Moment genou côté non-dominant (ou côté atteint)}}{\text{Moment genou côté dominant (ou côté non-atteint)}}$$

Ces cinq paramètres (angle  $\Theta$ , TA, TR,  $\text{WB}_{\text{ASYM}}$  et  $\text{knee\_moment}_{\text{ASYM}}$ ) ont été analysés au moment du décollement des cuisses (Fig.1: T\_2), c'est-à-dire lorsque le sujet vient juste de quitter le siège. Le moment où cet événement survenait a été déterminé par l'observation des forces verticales de réaction du siège du côté non-atteint. Ces valeurs temporelles ont été utilisées dans un programme subséquent pour déterminer la valeur correspondante pour chacune des variables du côté atteint et non-atteint.

Deux autres événements (Figure 4) ont servi de référence pour le calcul de la durée d'exécution du PAD: 1) début du PAD (T\_1): premier changement perceptible des forces verticales de réaction du sol et 2) fin du PAD (T\_3): lorsque le mouvement aux hanches se stabilise ou début de l'extension stable à la hanche durant la position debout.

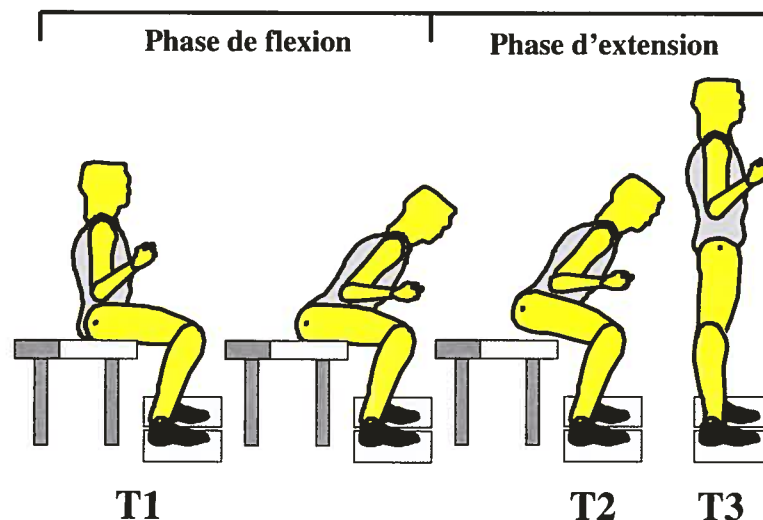


Figure 4: Temps sélectionnés lors de l'exécution du PAD (T\_1: début du PAD; T\_2: décollement des cuisses; T\_3: fin du PAD)

### 3.5 Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SPSS® de Windows (Version 13). Des statistiques descriptives (moyenne  $\pm$  1 ET) ont été calculées pour quantifier l'évaluation clinique, l'asymétrie de mise en charge, l'asymétrie des moments aux genoux et les positions du tronc (inclinaison latérale, translation latérale, flexion antérieure) pour toutes les conditions des pieds au moment du décollement des cuisses. Une analyse de variance (ANOVA) deux voies (position des pieds et groupe de sujets) avec mesures répétées sur la position des pieds a été appliquée sur chacune des variables. Si cette ANOVA révélait la présence d'une interaction entre les conditions des pieds et les groupes, une ANOVA une voie pour mesures répétées sur les conditions des pieds était réalisée pour chaque groupe de sujets. Si l'ANOVA résultait en une valeur significative ( $P < 0.05$ ), des comparaisons paires étaient appliquées pour identifier les différences entre chacune des conditions et ceci, en utilisant la correction de Bonferroni ( $0.05/3$  conditions =  $0.0167$ ). Un test de  $t$  pour mesures indépendantes (un pour chaque position des pieds) a été effectué pour tester la différence entre le groupe de sujets hémiparétiques et le groupe de sujets sains. La valeur significative était  $P < 0.05$ .

Des coefficients de corrélation de Pearson ( $r$ ) ont été utilisés pour évaluer la relation entre: 1) l'asymétrie de mise en charge et la position du tronc (inclinaison latérale, translation), 2) l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc et 3) la somme des moments aux genoux et la flexion antérieure du tronc. Une analyse de régression linéaire multiple a aussi été effectuée pour déterminer la contribution respective de la translation relative du tronc et de l'inclinaison latérale à l'asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux. Cette analyse a été réalisée par la méthode pas à pas (stepwise) avec l'entrée des variables dans le modèle à  $P \leq 0.15$  et le retrait de celles-ci à  $P \geq 0.2$ .



## CHAPITRE 4

### RÉSULTATS

Cette section du mémoire présente les résultats du projet de recherche en deux sous-sections. D'une part, les résultats concernant l'influence de la position du tronc dans le plan frontal (translation et inclinaison latérale) sur l'asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux lors du passage de la position assise à debout sont présentés dans l'article scientifique (4.1). La seconde partie porte plutôt sur l'association entre la flexion antérieure du tronc (plan sagittal) et la somme des moments au genou (4.2).

#### 4.1 Article scientifique

**Relationship between frontal trunk kinematic, foot position, weight-bearing and knee moment asymmetry during rising from a chair in healthy and hemiparetic persons.**

Julie Lecours, Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Luci Teixeira-Salmela

Julie Lecours a réalisé la collecte, le traitement, l'analyse et l'interprétation des données et a également rédigé ce mémoire et cet article scientifique comme principal auteur.

Dr Denis Gravel (directeur) et Dre Sylvie Nadeau (co-directrice) ont supervisé la réalisation du projet de recherche et la rédaction de ce mémoire. Ils ont activement collaboré à l'élaboration du protocole de recherche, à la sélection des analyses statistiques, à l'interprétation des résultats ainsi qu'à la rédaction de ce manuscrit.


Luci Teixeira-Salmela a été impliquée dans la collecte de données en laboratoire.

**TITLE:** Relationship between frontal trunk kinematic, foot position, weight-bearing and knee moment asymmetry during rising from a chair in healthy and hemiparetic persons

**AUTHORS:** Julie Lecours<sup>1,2</sup>, M.Sc, Sylvie Nadeau<sup>1,2</sup>, Ph.D, Denis Gravel<sup>1,2</sup>, Ph.D, Luci Teixeira-Salmela<sup>3</sup>, Ph.D

**AFFILIATIONS :** <sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal (IRM), Québec, Canada  
<sup>2</sup>École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada  
<sup>3</sup>Universidade Federal de Minas Gerais, Department of Physical Therapy, Belo Horizonte, Brésil

**Author for correspondence:**

Dr. Sylvie Nadeau,  
Professeure agrégée,  
Université de Montréal,  
École de réadaptation,  
C.P. 6128, succursale Centre-ville,  
Montréal (Québec), Canada H3C 3J7  
Phone : (514) 343-2253  
FAX : (514) 343-2105  
E-mail : 

Presented in part at the REPAR Congress, Québec (Québec), Canada (May 2005) and at the 14th Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics, Waterloo (Ontario), Canada (August 2006).

#### 4.1.1 Abstract

**OBJECTIVES:** To assess the influence of the trunk positions in the frontal plane (side flexion and medio-lateral translation) on weight-bearing and knee muscular moment asymmetry at seat-off when rising from a chair with different foot positions in hemiparetic and healthy individuals.

**DESIGN:** Descriptive analysis of convenience sample

**SUBJECTS:** Seventeen hemiparetic participants (mean age:  $49.7 \pm 11.3$  years) and 15 healthy controls ( $56.1 \pm 10.9$  years), able to stand up independently without using their upper limbs.

**METHODS:** Subjects were required to stand up at their natural speed from an instrumented chair adjusted to the individual's knee height in the following foot positions: 1) spontaneous, 2) symmetrical and 3) asymmetrical with the affected foot placed behind the unaffected foot for the hemiparetic subjects or with the dominant foot placed behind the non-dominant foot for the healthy controls. The ground reaction forces under each foot were measured by two force plates embedded in the floor. The kinematic data for the trunk and lower limbs were recorded with an Optotrak system and infrared markers. The net joint moments at the knee were estimated with an inverse dynamic approach applied to the three foot conditions. The level of association between muscle trunk kinematics and the asymmetry in weight-bearing and knee moment (affected (non-dominant) / unaffected (dominant)) was quantified with Pearson correlation coefficients ( $r$ ) and multiple linear regression analysis.

**RESULTS:** For spontaneous and symmetrical foot placement in the healthy controls, weight-bearing (0.95 - 1.00) and knee moment (0.89 - 0.98) symmetry were found while the trunk positions ( $2.4 - 3.2^\circ$ ) in the frontal plane were almost neutral. The asymmetrical foot placement resulted in an asymmetrical weight-bearing (0.74) and knee moment (0.82) between sides as well as trunk displacement towards the dominant foot ( $8.2^\circ$ ). The opposite

was observed in the hemiparetic participants: placing the affected foot behind the other reduced the asymmetrical behavior compared to the spontaneous and symmetrical conditions. Good to moderate associations were found between the weight-bearing asymmetry and the trunk position parameters in healthy subjects ( $-0.496 < r < -0.766$ ) and moderate to low relationships were found in hemiparetic subjects ( $-0.343 < r < -0.651$ ). However, there was no correlation between the knee moment asymmetry and the trunk position except for the absolute trunk translation in healthy subjects ( $r = -0.312$ ). The most important factor determining the weight-bearing asymmetry in healthy individuals was the trunk side flexion whereas it was the relative trunk translation in hemiparetic individuals.

**CONCLUSION:** This study suggests that for individuals with hemiparesis who are in rehabilitation, clinicians might be able to infer on weight-bearing asymmetry by observing the trunk movements in the frontal plane during the sit-to-stand task, particularly if they look at the relative trunk translation. However, other analyses are required to further clarify this association.

**KEYWORDS:** Rehabilitation, Sit-to-stand, Kinematic, Kinetic, Trunk, Weight-bearing, Asymmetry

### 4.1.2 Introduction

The sit-to-stand (STS) task is an activity frequently performed in everyday life (Khemlani et al., 1999). The ability to rise from a chair is a prerequisite for independent locomotion and for many other functional activities of daily living (Shepherd et Koh, 1996). Transferring from a sitting to a standing position requires considerable effort by the lower limbs in healthy subjects, particularly at the knee and at the hip (Fleckenstein et al., 1988; Kelley et al., 1976; Pai et Rogers, 1990, 1991; Rodosky et al., 1989; Roebroek et al., 1994). This task, relatively demanding to accomplish for most of us, can be very difficult or even impossible for individuals with hemiparesis following a stroke (Engardt et Olsson, 1992; Kotake et al., 1993; Vander Linden et al., 1994) and is recognized as a disabling condition.

According to the literature, individuals with hemiparesis present a weight-bearing asymmetry when they rise from a chair spontaneously, placing more weight on the unaffected lower limb than on the affected one (Carr et Shepherd, 1987; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Dickstein et al., 1984; Eng et Chu, 2002; Engardt, 1994, 1994; Engardt et Olsson, 1992; Roy et al., 2006; Sackley, 1990). They modify their motor strategies by making greater use of the knee extensors on the unaffected side (expressed by a greater net moment at the knee) (Roy, 2004). During the STS task, individuals with hemiparesis show lateral trunk movements towards the unaffected side with a corresponding shift of the body's centre of gravity (Hesse et al., 1994) in the medio-lateral direction, which is greater than in the antero-posterior direction, unlike healthy subjects (Cheng et al., 1998). Since the head-trunk-arm (HAT) segment represents a large proportion of the body mass ( $\approx 70\%$ ), it might be hypothesized that the modifications in weight-bearing and moments are caused by a change in the trunk position in space during the STS task. Under this assumption, it is accepted that the trunk position is a good indicator of the global effect of the HAT segment.

The interpretation is more complex when the task is carried out with an asymmetrical foot placement rather than a symmetrical one. When healthy subjects rise

from a chair with the asymmetrical foot placed in the antero-posterior direction, the body weight is mainly supported by the lower limb placed backward (Brunt et al., 2002). In this condition, a trunk movement in the frontal plane towards the side of the posterior foot might be accompanied by a corresponding greater solicitation of the knee extensors on this side than in a symmetrical foot condition. However, this might not be the case in individuals with hemiparesis. According to Brunt et al. (2002) and Roy et al. (2006), the weight-bearing asymmetry for these participants can be reduced when the task is performed with the affected foot placed behind the unaffected foot. This foot placement seems to force the weight-bearing of the affected side and it might be interesting to know if the trunk positions and knee extensor moments become also symmetrical. To summarize, it is expected that the foot position will be associated with an opposite behavior of the trunk movement in the frontal plane when individuals with hemiparesis are compared to healthy subjects.

So far, no study has systematically analyzed the complex interactions between the trunk position in the frontal plane, foot placement, weight-bearing and moment asymmetry. The purpose of this study was to determine whether the trunk positions in the frontal plane (side flexion and medio-lateral translation) in healthy individuals and in persons with hemiparesis are associated with weight-bearing and knee muscular moment distribution at seat-off during the STS task. Trunk position, weight-bearing asymmetry and knee moment asymmetry were quantified for three different foot positions: spontaneous, symmetric and asymmetric with the dominant foot placed behind the non-dominant foot for the healthy subjects (or the affected foot placed behind the unaffected foot for the individuals with hemiparesis).

### **4.1.3 Methods**

#### **4.1.3.1 Participants**

The study was carried out on 17 participants with hemiparesis, 12 males and five females, aged from 27 to 72 years ( $49.7 \pm 11.3$ ). Their mean ( $\pm 1$  SD) height and weight

were respectively 170.1 cm ( $\pm 6.9$ ) and 75.8 kg ( $\pm 13.7$ ). Twelve presented a left-sided hemiparesis. Their mean time post-stroke was  $3.2 \pm 2.3$  years (range: 11 months to 10.1 years). Patients were selected according to the following inclusion criteria: 1) more than 6 months post-stroke; 2) able to stand up and sit down independently from a standard chair without using arms and hands and to tolerate two hours of testing with appropriate rest periods; 3) to have a residual muscular weakness and motor impairment of the affected lower limb resulting in a score of less than 6 on the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993). Individuals with cognitive impairments, cerebellar involvement, musculoskeletal and neurological disorders in addition to their stroke were excluded from this study. This information was gathered with the help of the clinical chart, the participants themselves or their proxy.

Fifteen healthy controls volunteered to participate in this study (seven males and eight females). All participants except one were right-handed and had no recent history of back pain or disorders of the musculoskeletal system at the lower limbs. Their mean age was  $56.1 \pm 10.9$  years, ranging from 33 to 73. Their mean stature and body mass ( $\pm 1$  SD) were 168.4 ( $\pm 9.8$ ) cm and 73.9 ( $\pm 16.5$ ) kg, respectively.

The hemiparetic and healthy participants took part in a clinical testing session, followed by a 2-hour laboratory session assessment of the sit-to-stand task. Each individual signed an informed consent in accordance with institutional guidelines before their participation in the project. This study, carried out in the pathokinesiology laboratory at the Research Centre of the Montreal Rehabilitation Institute, was approved by the Ethics Committee of the institute.

#### **4.1.3.2 Clinical assessment**

To quantify physical impairments and disability, hemiparetic subjects were evaluated with valid and reliable clinical evaluation tools administered by a physical therapist with experience in neurology. Concerning physical impairments, muscular tone at the ankle was evaluated by the Levin et Hui-Chan Spasticity Index (Levin et Hui-Chan,

1992) while global impairments were estimated by the Chedoke McMaster Stoke Assessment (lower-limb part) (Gowland et al., 1993). A Biodex dynamometer was used to test the concentric isokinetic strength of the knee extensors at a velocity of 60°/s (passive mode). This muscle group is reported in the study because the joint moments observed at the knee during the sit-to-stand task were mostly in extension. Two trials, separated by a 1-min rest, were averaged to provide moment values of the knee extensors. Static pre-loading was used at the beginning of the movement (Gravel et al., 1988; Nadeau et al., 1996). The calibration of the dynamometer was verified using a known weight prior to each session in accordance with the Biodex manual protocol. For the assessment, the participant was seated with the hip positioned at 80° of flexion. Straps were used to stabilize the pelvis, trunk and thigh on the tested side. The knee joint axis in flexion/extension was aligned with the axis of the dynamometer and the resistance pad was set at the distal end of the leg. The strength of the knee extensors was evaluated for a movement ranging from 90° of flexion to maximal active extension (0°). The subject was able to complete the amplitude because of the passive mode selected on the Biodex. The moment-angle curve, gravity-corrected at each angle throughout the motion range, was established for the knee extension movement. To characterize the strength of each subject on the paretic and non-paretic side, moment values were calculated at an angle of 60° of knee flexion (an angle relevant to the angular position observed during the sit-to-stand and reached by all subjects). The strength values on both sides were retained for the analyses. The knee muscle strength was also tested on the dominant side of the healthy subjects to have a basis for comparison with the hemiparetic subjects.

To measure physical disability, patients with hemiparesis underwent the Berg balance scale Test (Berg et al., 1992) for balance and the walking speed test at natural and maximal speed over 5 m (Salbach et al., 2001) for locomotor capacities. The walking speed test was also completed on the healthy subjects.



### 4.1.3.3 Laboratory assessment of the sit-to-stand task

#### 4.1.3.3.1 Instrumentation

An instrumented chair, developed in our laboratory, without back or armrest and equipped with force sensors, recorded forces applied under each thigh (Desjardins et al., 2004). The sitting surface comprises two 25.5 cm x 51.0 cm areas each equipped with two AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA, USA) strain gauge transducers (MC3A-3-250). The seat level can be easily adjusted with the scissors-jack to heights ranging from 39 to 77 cm to suit the participant's stature. The chair was fixed on the floor to dissipate any vibrations. Two AMTI (OR6-7-1000) force plates embedded into the floor were used to record the force under each foot. This platform organization (floor and chair) allowed the orthogonal forces under the thighs and feet and the moments to be recorded throughout the duration of the tasks. The seat and ground reaction forces were collected at 600 Hz. Data were then filtered with a 4<sup>th</sup> order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and sampled at 60 Hz to match the kinematic data.

Three non collinear infrared markers were placed on each segment of a 9 segment model (feet, legs, thighs, pelvis, trunk and head). During the sit-to-stand task, the three-dimensional position of these markers was sampled at 60 Hz and recorded by an Optotrak 3020 system (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada). In addition, an Optotrak 6-Marker probe was used to digitize specific anatomical areas on these segments.

#### 4.1.3.3.2 Sit-to-stand tasks

The healthy controls and hemiparetic participants sat on the instrumented chair, well centered and with one foot and one thigh on each ground and seat force plate (Figure 5). Keeping both arms crossed on the chest and looking forward at a target placed at a height of 2 m on the wall 3 m in front of them, they had to stand up, keep the standing position for 4-5 s and then sit down. The task was performed at natural speed from the instrumented chair with the seat level adjusted to the length of the leg (distance from the lateral femoral condyle to the ground) using three different foot positions: 1) spontaneous (SP): no

instructions given on the initial foot position, 2) symmetrical (S): both feet placed at  $15^\circ$  of dorsiflexion, 3) asymmetrical with the affected foot placed behind the unaffected foot (AS-A) for the hemiparetic subjects or with the dominant foot placed behind the non-dominant foot (AS-D) for the healthy subjects. For the third condition, the posterior part of the heel of the anterior foot was placed at 50% of the length of the posterior foot, which was dorsiflexed at  $15^\circ$ . The spontaneous condition was always executed first whereas the other two foot positions were randomized. Two trials were performed for each foot placement, for a total of six trials. To standardize the position from one trial to another in a given condition, subjects were instructed to keep both heels in touch with the ground and not to move their feet between trials. A mark on the ground was used to ensure that subjects kept a constant foot position. A line marked at 50% of the thigh length (distance from the greater trochanter to the articular centre of the knee) was aligned with the anterior border of the seat to position the participants on the same location on the seat. Before each trial, the evaluator made sure that the subject was well centered on the chair.

#### 4.1.3.4 Data analysis and variables

The marker positions were filtered with a 4<sup>th</sup> order Butterworth, zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. Using the analysis package from Mishac Inc. (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada), the joint angles in the sagittal plane were calculated at the hip, knee and ankle joints. Trunk positions were quantified in the frontal plane only. Absolute side flexion ( $^\circ$ ) corresponds to the angle  $\Theta$  between the trunk longitudinal axis projected in the frontal plane (L) and the vertical axis (Figure 6A). The longitudinal axis is a line joining the middle of the pelvis segment to the neck centre. Markers installed at the level of the processus spinosus of the seventh cervical vertebra (C7) and the posterior superior iliac spines (PSIS) (Figure 5) were used to determine the longitudinal axis of the trunk. Absolute translation (TA) is defined by the lateral displacement (m) of the neck joint centre relative to the origin of the laboratory system (Figure 6B) while the relative translation (TR; Figure 6C) is obtained after correcting for the side flexion according to the formula

$TR = TA - L \sin \Theta$ . The relative translation is related to the side sliding of the pelvis and lower limbs by frontal rotation around each ankle (Figure 6B).

The weight-bearing asymmetry ( $WB_{ASYM}$ ) estimated with the vertical reaction forces (VRFs) between both sides was computed as:

$$WB_{ASYM} = \frac{\text{VRF non-dominant side (or affected side)}}{\text{VRF dominant side (or unaffected side)}}$$

Perfect symmetry corresponded to equal VRF on each foot ( $WB_{ASYM} = 1$ ).

The net joint moments at the knee were estimated using an inverse dynamic approach (Winter, 1991) performed with Kingait 3 Software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada). Knee moment asymmetry ( $knee\_moment_{ASYM}$ ) was also calculated and expressed by the ratio:

$$Knee\_moment_{ASYM} = \frac{\text{Knee moment non-dominant side (or affected side)}}{\text{Knee moment dominant side (or unaffected side)}}$$

These five parameters ( $\Theta$  angle, TA, TR,  $WB_{ASYM}$  and  $knee\_moment_{ASYM}$ ) were analyzed for one specific event during the sit-to-stand task, namely seat-off when the participant was just leaving the chair. The time of occurrence of this event was determined by observing the seat vertical forces on the unaffected side. These time values were used in a subsequent program to determine the corresponding value for each variable on the affected and unaffected sides.

Two other events were used in reference for calculating the STS execution time: 1) beginning of the STS task: first perceptible change in the vertical ground reaction forces and 2) end of the STS task: when the movement at the hip becomes stabilized or beginning of stable extension at the hip during the standing position.

#### 4.1.3.5 Statistical analyses

Statistical analyses were performed using SPSS® software Windows (Version 13). Descriptive statistics (mean  $\pm$  1 SD) were calculated to quantify the clinical evaluation, the

weight-bearing asymmetry, the knee moment asymmetry and the trunk translation and side flexion for all foot conditions at seat-off. A two-way repeated measures ANOVA (foot position and group of subjects) tested the effect of the foot position on each of the following variables ( $WB_{ASYM}$ ,  $knee\_moment_{ASYM}$ , trunk translation and trunk side flexion) for the hemiparetic and healthy groups at the same time. If complex interactions occurred between the three foot conditions and the two groups, simpler analyses were done. The first was a one-way repeated measures ANOVA to verify if the three foot conditions were similar within each group. If the ANOVA resulted in any significant value ( $P < 0.05$ ), pairwise comparisons were made to identify the differences using a Bonferonni correction ( $0.05/3$  conditions = 0.0167). The second was an independent  $t$ -test (one for each foot position) to see if each condition was similar between hemiparetic and healthy groups. The significant value was  $P < 0.0167$  ( $0.05/3$ ).

Pearson correlation coefficients ( $r$ ) were used to assess the relationship between: 1) the  $WB_{ASYM}$  and the trunk position (translation and side flexion) and 2) the  $knee\_moment_{ASYM}$  and the trunk position. A multiple linear regression analysis was also used to determine if the  $WB_{ASYM}$  and the  $knee\_moment_{ASYM}$  were associated with both the trunk translation and lateral flexion. A stepwise method with variables entered in the model at a significance level of  $P \leq 0.15$  and removed from it at  $P \geq 0.2$  was used.

## 4.1.4 Results

### 4.1.4.1 Clinical assessment

Some characteristics of healthy and hemiparetic participants are presented in Table I. Individuals with hemiparesis presented a mild spasticity at the ankle with a mean score of  $6.71 \pm 3.80$  (range: 3-16/16). They had a residual motor impairment at the lower limb with a score on the Chedoke McMaster Stroke Assessment scale ranging from 3/7 to 6/7 for the leg ( $4.65/7 \pm 1.11$ ) and 2/7 to 7/7 for the foot ( $4/7 \pm 1.5$ ). The results on the Berg Scale varied from 37/56 to 56/56, indicating a balance from moderate to perfect ( $51.11 \pm 5.47$ ).

#### 4.1.4.2 Effects of foot position

Table II shows that the three foot conditions imposed on the participants during the sit-to-stand task resulted in a variation of the mean values from one condition to another for each parameter:  $WB_{ASYM}$ ,  $knee\_moment_{ASYM}$ , absolute and relative lateral trunk translation as well as trunk side flexion.

First, the two-way repeated measures ANOVA performed on each parameter revealed a significant interaction effect between the foot conditions and groups for the  $WB_{ASYM}$  ( $F(2,48) = 27.82, P < 0.001$ ), the  $knee\_moment_{ASYM}$  ( $F(2,56) = 56.80, P < 0.001$ ), the absolute trunk translation ( $F(2,56) = 22.38, P < 0.001$ ) and the trunk side flexion ( $F(2,56) = 28.66, P < 0.001$ ). In view of these interactions, the foot condition difference was evaluated with a one-way repeated measures ANOVA for each group separately while group differences were tested by a *t*-test analysis.

##### 4.1.4.2.1 Weight-bearing asymmetry

The one-way repeated measures ANOVA results revealed that the weight-bearing asymmetry was modified by the foot position for the healthy ( $F(2,28) = 16.50, P < 0.001$ ) and hemiparetic group ( $F(2,20) = 17.70, P < 0.001$ ). Healthy subjects presented almost equal loading on both lower limbs in the SP ( $1.0 \pm 0.12$ ) and S ( $0.95 \pm 0.14$ ) conditions, whereas the asymmetry increased with the asymmetrical (AS-D) foot placement ( $0.74 \pm 0.21$ ). Pairwise comparisons identified a significant difference between the SP and AS-D conditions ( $P = 0.003$ ) and between the symmetrical and AS-D conditions ( $P = 0.005$ ).

In hemiparetic subjects, high asymmetry (0.67 to 0.87) in the vertical reaction forces between the affected and unaffected sides were found in the three foot positions but the difference was less marked in the AS-A condition, resulting in a better distribution of loading and a reduced asymmetrical pattern. The statistical analyses revealed significant differences between the SP and AS-A conditions ( $P = 0.001$ ) and between the S and AS-A ( $P = 0.004$ ).

#### 4.1.4.2.2 Knee moment asymmetry

For the knee\_moment<sub>ASYM</sub> variable, the results were in the same direction as for the WB<sub>ASYM</sub>. The one-way ANOVA indicated a significant effect of the foot conditions in both groups. In the healthy subjects, the ratio of asymmetry of the AS-D condition was significantly higher ( $P < 0.001$ ) than those from the SP and S conditions while the reverse was true for the hemiparetic subjects. In this group, knee\_moment<sub>ASYM</sub> in the AS-A was significantly lower than in the SP ( $P = 0.011$ ) and S conditions ( $P = 0.002$ ).

#### 4.1.4.2.3 Trunk position

The one-way repeated measures ANOVA indicated that the absolute lateral trunk translation and the side flexion were influenced by the foot position in healthy ( $(F(2,28) = 15.85, P < 0.001)$  and  $(F(2,28) = 33.70, P < 0.001)$ , respectively) and in hemiparetic individuals ( $(F(2,28) = 8.66, P = 0.001)$  and  $(F(2,28) = 8.81, P = 0.001)$ , respectively). For the healthy subjects, the STS task performed with the AS-D condition showed a greater absolute trunk translation movement than the SP ( $P = 0.002$ ) and S conditions ( $P = 0.001$ ). The side flexion angle was also greater in the AS-D conditions than in the SP ( $P < 0.001$ ) and S conditions ( $P < 0.001$ ). On the other hand, the results for the hemiparetic participants indicated a smaller trunk movement (absolute translation and side flexion) when they stand up with the paretic foot behind (AS-A) compared to the SP (translation:  $P = 0.003$ , side flexion:  $P = 0.002$ ) and S conditions (translation:  $P = 0.014$ , side flexion:  $P = 0.008$ ). The two-way repeated measures ANOVA performed on the relative trunk translation component revealed no interaction between foot conditions and groups ( $P = 0.200$ ) nor a main effect of the foot conditions ( $P = 0.08$ ) and groups ( $P = 0.58$ ).

#### 4.1.4.3 Comparisons between healthy and hemiparetic subjects for each foot condition

The mean values of main variables for each condition are presented in Table II. The paired  $t$ -tests revealed that hemiparetic subjects presented a significantly higher weight-bearing asymmetry than healthy subjects for the spontaneous ( $P < 0.001$ ) and symmetrical

( $p < 0.001$ ) foot positions. For these two foot conditions, the hemiparetic individuals also showed a greater knee moment asymmetry than the healthy subjects ( $P < 0.001$ ). Persons with hemiparesis had a greater absolute trunk translation and trunk side flexion to rise from a chair with the spontaneous ( $P = 0.001$  and  $P < 0.001$ , respectively) and symmetrical ( $P = 0.005$  and  $P < 0.001$ , respectively) foot conditions compared to the control group. However, for the asymmetrical condition, the hemiparetic subjects presented weight-bearing asymmetry, knee moment asymmetry, absolute translation and side flexion values that are not significantly different from those of the healthy individuals ( $P > 0.0167$ ). Finally, as indicated above, there is no difference in the relative trunk translation between the healthy and hemiparetic subjects in any of the foot conditions.

#### 4.1.4.4 Relationships between asymmetry and trunk position

The results in Table II revealed that in both groups, regardless of the foot position, the most important trunk movements were observed in foot conditions showing the greatest weight-bearing asymmetry and knee moment asymmetry. The coefficients of correlation ( $r$ ) between the trunk positions with weight-bearing asymmetry and knee moment asymmetry in healthy and hemiparetic persons are reported in Table III. For both groups, negative associations were found between these parameters but the values of the coefficients are higher for the  $WB_{ASYM}$  than for the  $knee\_moment_{ASYM}$ . The associations between the weight-bearing asymmetry and absolute trunk translation were good in healthy ( $r = -0.766$ ) and hemiparetic subjects ( $r = -0.651$ ) whereas they were less so for the side flexion angle in hemiparetic subjects ( $r = -0.343$ ) compared to healthy subjects ( $r = -0.675$ ). Good relationships were also identified between the weight-bearing asymmetry and relative trunk translation in healthy ( $r = -0.496$ ) and hemiparetic individuals ( $r = -0.422$ ). No correlation was found between the knee moment asymmetry and the trunk position except for the absolute trunk translation in healthy subjects ( $r = -0.312$ ). The scatter plots showing the associations between weight-bearing asymmetry and absolute trunk translation in healthy and hemiparetic subjects are presented in Figure 8.

The absolute trunk translation is explained by two components, a relative trunk translation and a side flexion. For the spontaneous and symmetrical condition, the side flexion was the major component of the absolute trunk translation in healthy subjects, but it was the relative translation component for the hemiparetic subjects. For the asymmetrical condition, the relative translation was a little higher for healthy persons and the side flexion was greater than the relative translation for hemiparetic individuals.

#### **4.1.4.5 Multiple regression analysis**

Multiple linear regression analysis was used to identify the most important variables associated with the weight-bearing and knee moment asymmetry in healthy and hemiparetic persons (Table IV). The results in healthy subjects revealed that the trunk side flexion was the most important factor determining the  $WB_{ASYM}$  and the  $knee\_moment_{ASYM}$ , accounting for 46% and 3% of the variance in the data ( $R^2$ ), for each dependent variable respectively. When the relative trunk translation was added in the model for the  $WB_{ASYM}$ , the value increased to 54%. Concerning the hemiparetic subjects, multiple linear regression analysis identified the relative trunk translation and the trunk side flexion as predictors of the weight-bearing asymmetry. These variables explained 18% and 29% respectively of the variance in the data. No variable was entered in the model to explain the knee moment asymmetry in persons with hemiparesis. Regression analysis also showed that the relative trunk translation is the most important predictor of absolute trunk translation in both the healthy and the hemiparetic group, accounting for 47% and 35% of the variance, respectively.

#### **4.1.5 Discussion**

The first objective of this study was to assess the influence of the trunk positions in the frontal plane (side flexion and medio-lateral translation) on weight-bearing and knee muscular moment asymmetry at seat-off when rising from a chair with different foot positions, in hemiparetic and healthy individuals. The second objective was to determine the level of association between weight-bearing and knee muscular moment asymmetry



with the trunk position. For the spontaneous and symmetrical foot placements in healthy subjects, weight-bearing and knee moment symmetry was found while the trunk position in the frontal plane was almost neutral. Placing the dominant foot behind the non-dominant foot in healthy subjects created asymmetrical weight-bearing and knee moment between sides as well as trunk displacement toward the dominant foot. The results in individuals with hemiparesis were opposite to those observed in healthy subjects with asymmetrical weight-bearing, asymmetrical knee moment and trunk displacement toward the non-affected side observed for the spontaneous and symmetrical foot positions. Placement of the affected foot behind the other reduced the asymmetrical behavior. Good to moderate associations were found between the weight-bearing asymmetry and the trunk position parameters in healthy subjects ( $-0.496 < r < -0.766$ ) and moderate to low relationships were found in hemiparetic subjects ( $-0.343 < r < -0.651$ ). However, there was no significant association between the knee moment asymmetry and the trunk position except for the absolute trunk translation in healthy subjects. Moreover, the most important factor predicting the weight-bearing asymmetry in healthy and hemiparetic individuals was respectively, the trunk side flexion and the relative trunk translation.

#### **4.1.5.1 Effects of foot position**

##### *4.1.5.1.1 Effects of foot position on weight-bearing asymmetry*

The healthy subjects presented almost equal loading on both lower limbs in the spontaneous and symmetrical conditions, unlike the hemiparetic subjects who had an asymmetrical weight-bearing distribution, more weight being taken by the unaffected side. This loading distribution was similar to that reported in healthy subjects (Brunt et al., 2002; Engardt et Olsson, 1992; Hirschfeld et al., 1999) and in hemiparetic subjects (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Lee et al., 1997; Roy et al., 2006; Yoshida et al., 1983). The unequal weight distribution observed in the hemiparetic subjects is probably related to the weakness (Lomaglio et Eng, 2005; Roy, 2004) and lack of motor control on the affected side.

When the task was performed with the asymmetrical foot placement, opposite results were observed in the two groups. Healthy persons showed an asymmetrical distribution, with more force applied under the posterior foot (dominant foot), confirming the results found by Brunt et al. (2002). This asymmetrical pattern could be explained by the fact that the centre of mass must be displaced progressively in the anterior direction during the execution of the STS task. Thus, the projection of the centre of mass begins on the posterior foot and moves forward between the two feet by the end of the STS task. Consequently, at the time of seat-off, more weight is borne by the posterior foot. The same explanation could be applied to the hemiparetic subjects when they rise from a chair with their affected foot in a posterior position. In this case, they are constrained to use the affected lower limb, which reduces the asymmetrical loading pattern normally used with the spontaneous and symmetrical foot condition. Asymmetrical foot placement is a good way to correct the spontaneous weight-bearing asymmetry demonstrated in hemiparetic patients, as mentioned by Roy et al. (2006).

#### *4.1.5.1.2 Effects of foot position on knee moment asymmetry*

The same foot position effects were observed on the knee extensor moment asymmetry. Considering that vertical reaction forces are important components in the determination of the knee moment (Crosbie et al., 1997), it is not surprising that knee moment asymmetry presented the same trend as the weight-bearing asymmetry in the different foot conditions.

The knee muscular moment was equal on both sides in healthy subjects with the spontaneous and symmetrical foot placement, whereas an asymmetrical knee moment was noted in hemiparetic subjects. This higher extensor moment on the unaffected side has already been reported by Roy (2004).

In healthy subjects, the knee extensor moment was highest with the foot placed in the posterior position. Assuming that the net knee extensor moment implies dominant EMG activity in the quadriceps, our results are consistent with those of Brunt et al. (2002). These

authors reported significant differences in the quadriceps EMG between the two lower extremities with asymmetrical foot placement. In the hemiparetic subjects, contrary to the healthy persons, asymmetrical foot placement allowed a better distribution of the knee moment, as also reported recently by Roy (2004). Relative to the symmetrical foot position, the knee moment is higher on the side with the foot placed behind and thus the quadriceps should be more involved. Again, this is in line with the EMG results of Brunt et al. (2002).

#### *4.1.5.1.3 Effects of foot position on trunk position in the frontal plane*

The data revealed that the foot condition influenced the absolute trunk translation and trunk side flexion. Healthy subjects generally kept the trunk near the neutral position with the spontaneous and symmetrical foot placement. However, as noted in Table II, they had a bias toward the dominant side (1.8 cm and 2.4° for the SP condition; 2.2 cm and 3.2° for the S condition). This could be explained by the method used to measure the trunk position. In our approach, it was assumed that all subjects were placed symmetrically on the seat, which was always in the same location relative to the laboratory reference axes. Moreover, no correction was done for the initial position at the beginning of the STS even if the hemiparetic subjects may have had an asymmetrical sitting posture before the execution of the STS task. Unlike the healthy controls, hemiparetic individuals moved the trunk toward the unaffected side when they rose from a chair spontaneously and symmetrically. These results confirmed those found by Hesse et al. (1994), who calculated a lateral displacement of the body's centre of gravity towards the unaffected side using double integration of force-plate data. More recently, Mazzà, Stanhope, Taviani et Cappozzo (2006) indicated that side flexion toward the unaffected side occurred in hemiparetic subjects and was correlated with lower-limb impairment.

With the asymmetrical foot placement, the healthy subjects showed a larger trunk movement than in the other foot conditions. The trunk displacement was toward the dominant lower extremity with the foot placed behind. As supported by the correlation analysis and explained previously, it appears that this trunk displacement is the strategy responsible for the asymmetrical weight-bearing. In the hemiparetic subjects, the

asymmetrical foot placement was paradoxically associated with a more vertical trunk positioning than in the other foot conditions. At the same time, more weight was put on the affected foot. Thus, the hemiparetic subjects probably have to deal with two opposite elements: 1) the biomechanical obligation to project the centre of mass on the posterior foot (affected lower extremity) as normal subjects in order to initiate the STS task and 2) the natural tendency to put more weight on the unaffected side. The net result is a compromise in terms of trunk positioning and weight-bearing asymmetry relative to the normal subjects. The large standard deviation of the variables with the asymmetrical foot placement is probably an indicator of this difficult compromise.

The analysis performed on the relative trunk translation component revealed no interaction between foot conditions and groups and also no main effect of the foot conditions. As revealed by the data of Table II, very low values were obtained in all foot conditions. These low values are expected because the lateral shift of the pelvis, necessary for the relative translation (Figure 6), cannot occur before seat-off, contrary to the side flexion.

#### **4.1.5.2 Comparison between healthy and hemiparetic persons for each foot condition**

The results of the comparison of the two groups show that hemiparetic subjects use different motor strategies from those of normal subjects. Obviously, the hemiparetic subjects always distribute their weight-bearing towards the unaffected side, even when they are forced to put weight on the affected side, as in the asymmetrical foot condition. In this last condition, the asymmetry was, on average, less than in healthy subjects. However, because of the large inter-subject variation, particularly in the hemiparetic sample, statistical analysis failed to demonstrate a significant difference.

#### **4.1.5.3 Associations between asymmetry and trunk position**

Analysis of the effect of the foot placement strongly suggests that the weight-bearing and knee moment asymmetry could be explained in part by the position of the trunk

in the frontal plane. In both groups, the greatest trunk position asymmetry was observed in foot conditions with the highest  $WB_{ASYM}$  and  $knee\_moment_{ASYM}$  ratio. One consequence of this observation should be the presence of correlations between, on one hand, trunk position asymmetry and, on the other hand, weight-bearing and knee moment asymmetry.

The results confirmed moderate associations between the weight-bearing asymmetry and the absolute trunk translation for both groups, whereas correlations were less for the relative trunk translation and side flexion angle. Considering that absolute trunk translation is determined by the relative trunk translation and the trunk side flexion, this result was predictable since subjects could reach displacement of the centre of mass either by a relative translation or a side flexion or by a combination of the two. Because significant correlations were also found with relative translation and side flexion, a combination of both mechanisms is the most probable strategy. To address this issue, multiple regression analyses were performed to determine the contribution of these components to the weight-bearing asymmetry. In healthy subjects, the trunk side flexion accounted for 46% of the variance in the weight-bearing asymmetry and when the relative trunk translation was added in the model, this value increased to 54%. In hemiparetic subjects, the opposite was observed. In this group, the first factor selected in the model was the relative trunk translation, explaining 18% of the variance, and the second factor was the trunk side flexion (the value increased to 29%). The reason why side flexion is so important in determining the asymmetry of weight-bearing in healthy subjects is probably related to the fact that the displacement of the centre of mass occurs before seat-off as an anticipatory motor strategy. At this time, relative translation is impossible because the pelvis is in contact with the chair. The displacement of the trunk toward the non-affected side before seat-off was also reported by Hesse et al. (1994) and Mazzà et al. (2006).

No significant correlation was found between the knee moment asymmetry and the trunk position except for the absolute trunk translation in healthy subjects with a weak correlation of -0.312. This appears to contradict the finding about the effect of foot placement on knee moment asymmetry. This discrepancy should take into consideration the objectives of the statistical procedures used in the analysis. Repeated measures ANOVA on

foot conditions is essentially an intra-individual comparison while the correlation procedure establishes the association between variables and includes both intra and inter-individual variations across all conditions. In the correlation analysis, all trials were included without considering the foot conditions because the aim was to associate the asymmetry of moment with the asymmetry in trunk position and one can imagine that, in the spontaneous and even in the symmetrical foot conditions, some asymmetry could be present. The lack of correlation indicates that the structured variation across foot conditions is lower than the random variation across subjects and no comparison is possible between subjects.

#### **4.1.6 Conclusion**

This study has shown that weight-bearing asymmetry at seat-off might be partly determined by the trunk movements in the frontal plane, particularly by the trunk side flexion in healthy subjects and by the relative trunk translation in hemiparetic subjects. Interestingly, the asymmetrical limb-loading and knee moment distribution of the healthy controls, created by altering the foot position, were also associated with increase trunk movement. This suggests that for patients in rehabilitation suffering from hemiparesis after a stroke, clinicians might be able to infer the weight-bearing by observing the trunk movements in the frontal plane during the STS task, particularly if they look at the relative trunk translation. However, clinicians could not objectively quantify the muscular involvement required at the knee (knee moment) from the trunk position in the frontal plane in subjects with hemiparesis. Other analyses are required to further clarify these associations. Clinicians should also encourage the asymmetrical foot placement with the affected foot placed behind to force the use of the affected side and thus reduce the trunk movements and the asymmetrical pattern at the lower limbs.

#### **4.1.7 Acknowledgments**

Julie Lecours was supported by a M.Sc. scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ). Dr. Sylvie Nadeau is a junior II scientist supported by the FRSQ. The project was financed by the REPAR and the CHIR. We thank Pierre Desjardins and Michel Goyette for their technical support.

## References

- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I. et Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2, S7-11.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A. et Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(7), 924-929.
- Carr, J. et Shepherd, R. (1987). A motor relearning model for stroke. (2nd ed) London: Heinemann Physiotherapy.
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y. et Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(9), 1043-1046.
- Chou, S. W., Wong, A. M., Leong, C. P., Hong, W. S., Tang, F. T. et Lin, T. H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42-47.
- Crosbie, J., Herbert, R. D. et Bridson, J. T. (1997). Intersegmental dynamics of standing from sitting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(4), 227-235.
- Desjardins, P., Nadeau, S., Gravel, D. et Roy, G. (2004). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when seated, rising from a chair and sitting down. *Canadian Society for Biomechanics, Waterloo, Ontario, August 2006(abstract)*.
- Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T. et Scheer, D. (1984). Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther*, 64(1), 19-23.
- Eng, J. J. et Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(8), 1138-1144.
- Engardt, M. (1994). Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scand J Rehabil Med*, 26(2), 65-69.
- Engardt, M. (1994). Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 31, 1-57.



- Engardt, M. et Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med*, 24(2), 67-74.
- Fleckenstein, S. J., Kirby, R. L. et MacLeod, D. A. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech*, 21(11), 915-918.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the chedoke-mcmaster stroke assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Gravel, D., Richards, C. L. et Fillion, M. (1988). Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *J Biomech*, 21(2), 89-96.
- Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M. et Mauritz, K. H. (1994). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 26(3), 161-166.
- Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M. et Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *J Neurophysiol*, 82(6), 3021-3029.
- Kelley, D., Dainis, A. et Wood, G. (1976). Mechanics and muscular dynamics of rising from a seated position. 127-134.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H. et Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(4), 236-246.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiware, T., Sumi, N., Koyama, Y. et Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(10), 1095-1099.
- Lee, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Cheng, P. T. et Lin, P. S. (1997). Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 76(5), 401-410.
- Levin, M. F. et Hui-Chan, C. W. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by tens is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 85(2), 131-142.
- Lomaglio, M. J. et Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*, 22(2), 126-131.

- Mazzà, C., Stanhope, S. J., Taviani, A. et Cappozzo, A. (2006). Biomechanic modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 87.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B. et Goyette, M. (1996). Preloading and range of motion effect on plantarflexor muscle performance. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(10), 1000-1004.
- Pai, Y. C. et Rogers, M. W. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, 22(3), 378-384.
- Pai, Y. C. et Rogers, M. W. (1991). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(11), 881-885.
- Rodosky, M. W., Andriacchi, T. P. et Andersson, G. B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*, 7(2), 266-271.
- Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R. et Lankhorst, G. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech*, 9(4), 235-244.
- Roy, G. (2004). Asymétrie et faiblesse musculaire lors des tâches de se lever et de s'asseoir chez l'adulte avec une hémiparésie. *Mémoire de maîtrise, Université de Montréal, École de réadaptation, 2004.*
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J. et Piote, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech*, 21(6), 585-593.
- Sackley, C. M. (1990). The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physio Theory and Practice*, 6, 179-185.
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E. et Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(9), 1204-1212.
- Shepherd, R. B. et Koh, H. P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med*, 28(2), 79-88.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D. et McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(6), 653-660.

- Winter, D. A. (1991). The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. *Second Edition, University of Waterloo Press*, 75-85.
- Yoshida, K., Iwakura, H. et Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. *Scand J Rehabil Med*, 15(3), 133-140.

Table I: Characteristics of healthy and hemiparetic participants (mean  $\pm$  1 SD; range)

	Healthy subjects (n = 15)	Hemiparetic subjects (n = 17)
Sit-to-stand duration (s) (spontaneous foot condition)	2.11 $\pm$ 0.39 (1.56-2.85)	2.61 $\pm$ 0.72 (1.78-4.86)
Knee muscle strength (Nm) (unaffected or dominant side)	101.6 $\pm$ 53.2 (27.4-178.8)	106.7 $\pm$ 41.1 (51.8-172.0)
Knee muscle strength (Nm) (affected side)		57.3 $\pm$ 40.9 (7.8-145.8)
5-min walk test: self-selected speed (m/s)	1.36 $\pm$ 0.19 (1.03-1.63)	0.84 $\pm$ 0.26 (0.27-1.28)
5-min walk test: maximal speed (m/s)	1.94 $\pm$ 0.32 (1.57-2.46)	1.23 $\pm$ 0.42 (0.31-1.86)

Table II: Descriptive variables for healthy and hemiparetic participants (mean  $\pm$  1 SD) at seat-off during the STS task

		Foot placement		
		Spontaneous (SP)	Symmetric (S)	Asymmetric (AS-D or AS-A)
Healthy participants	WB <sub>ASYM</sub>	1.00 $\pm$ 0.12	0.95 $\pm$ 0.14	0.74 $\pm$ 0.21
	Knee moment <sub>ASYM</sub>	0.98 $\pm$ 0.24	0.89 $\pm$ 0.21	0.82 $\pm$ 1.28
	Absolute trunk translation (cm)	1.8 $\pm$ 2.6	2.2 $\pm$ 1.9	4.9 $\pm$ 2.5
	Relative trunk translation (cm)	1.2 $\pm$ 2.6	1.5 $\pm$ 2.2	2.4 $\pm$ 2.0
	Trunk side flexion (°)	2.4 $\pm$ 2.7	3.2 $\pm$ 2.7	8.2 $\pm$ 3.7
Hemiparetic participants	WB <sub>ASYM</sub>	0.67 $\pm$ 0.26	0.66 $\pm$ 0.24	0.87 $\pm$ 0.32
	Knee moment <sub>ASYM</sub>	0.46 $\pm$ 0.39	0.46 $\pm$ 0.32	0.93 $\pm$ 0.58
	Absolute trunk translation (cm)	6.1 $\pm$ 3.7	5.6 $\pm$ 4.1	2.6 $\pm$ 3.9
	Relative trunk translation (cm)	2.1 $\pm$ 4.2	2.6 $\pm$ 4.6	2.4 $\pm$ 5.1
	Trunk side flexion (°)	12.1 $\pm$ 6.1	11.0 $\pm$ 6.5	6.2 $\pm$ 5.8

Table III: Pearson product moment correlation coefficients ( $r$ ) between trunk position with weight-bearing asymmetry and knee moment asymmetry for healthy and hemiparetic persons at seat-off

	WB <sub>ASYM</sub>		Knee moment <sub>ASYM</sub>	
	Healthy (n = 85)	Hemiparetic (n = 95)	Healthy (n = 85)	Hemiparetic (n = 80)
Absolute trunk translation (°)	-0.766**	-0.651**	-0.312 <sup>b</sup> **	-0.141
Relative trunk translation (cm)	-0.496**	-0.422**	-0.158 <sup>b</sup>	-0.058
Trunk side flexion (°)	-0.675 <sup>a</sup> **	-0.343**	-0.178	-0.104

<sup>a</sup> n = 84

<sup>b</sup> n = 86

\* Correlation is significant at  $P < 0.05$

\*\* Correlation is significant at the  $P < 0.01$

Table IV: Results of the multiple regression analyses in healthy and hemiparetic subjects

	Dependent variable	Independent variables in the model	F	R <sup>2</sup>	P
Healthy subjects	WB <sub>ASYM</sub>	⊖	68.643	0.456	<0.001
		⊖ + TR	48.139	0.543	<0.001
	Knee_moment <sub>ASYM</sub>	⊖	2.755	0.032	0.101
Hemiparetic subjects	WB <sub>ASYM</sub>	TR	20.157	0.178	<0.001
		TR + ⊖	19.194	0.294	<0.001

⊖: Trunk side flexion

TR: Relative trunk translation

### Figure legends

Figure 5 Laboratory assessment of the STS task

Figure 6 The same absolute trunk translation can be obtained by: A) a side flexion equivalent to  $L \sin \Theta$ , B) a relative translation TR and C) a combination of A and B corresponding to  $TA = TR + L \sin \Theta$ . In this figure, the Y-axis of the laboratory was placed to correspond to a sagittal plane dividing the body into right and left segments.

Figure 7 Weight-bearing asymmetry (A) and absolute trunk translation (B) for the three different foot conditions in healthy and hemiparetic subjects at seat-off

Figure 8 Scatter plots showing the correlations between weight-bearing asymmetry and absolute trunk translation in healthy (A) and hemiparetic subjects (B) at seat-off



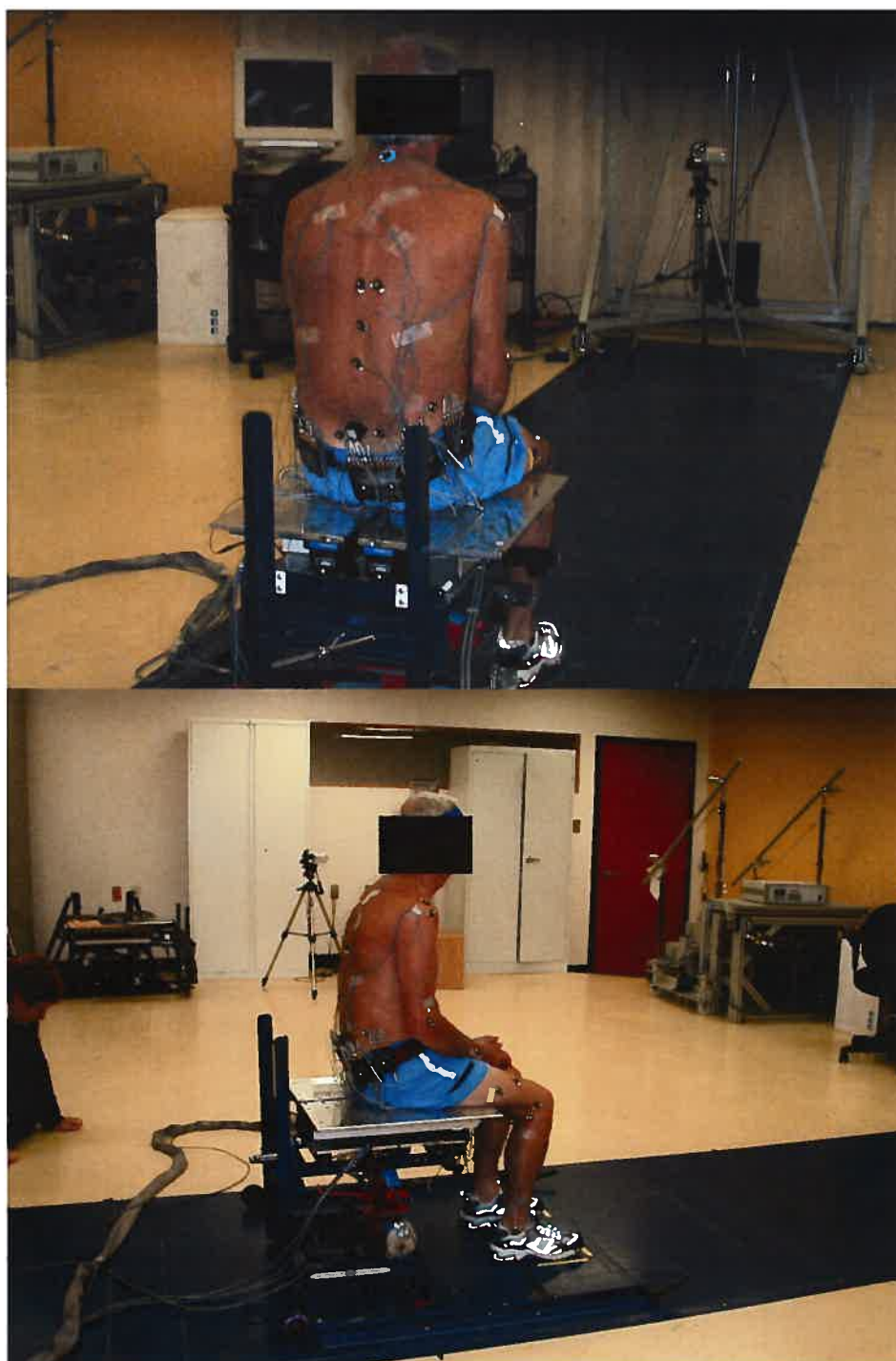


Figure 5

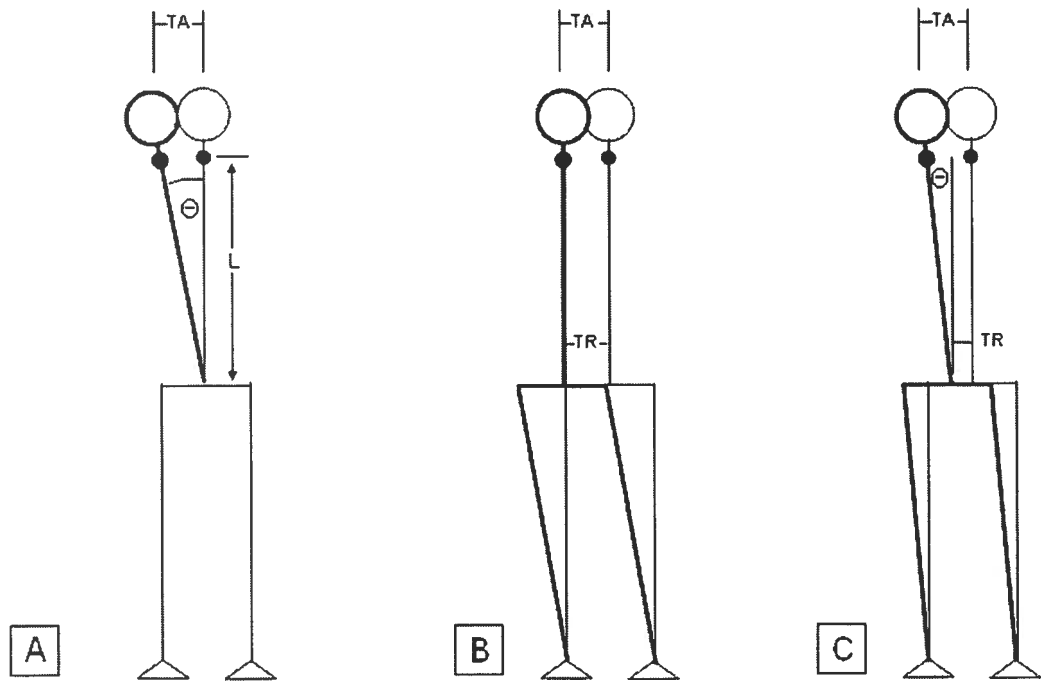


Figure 6

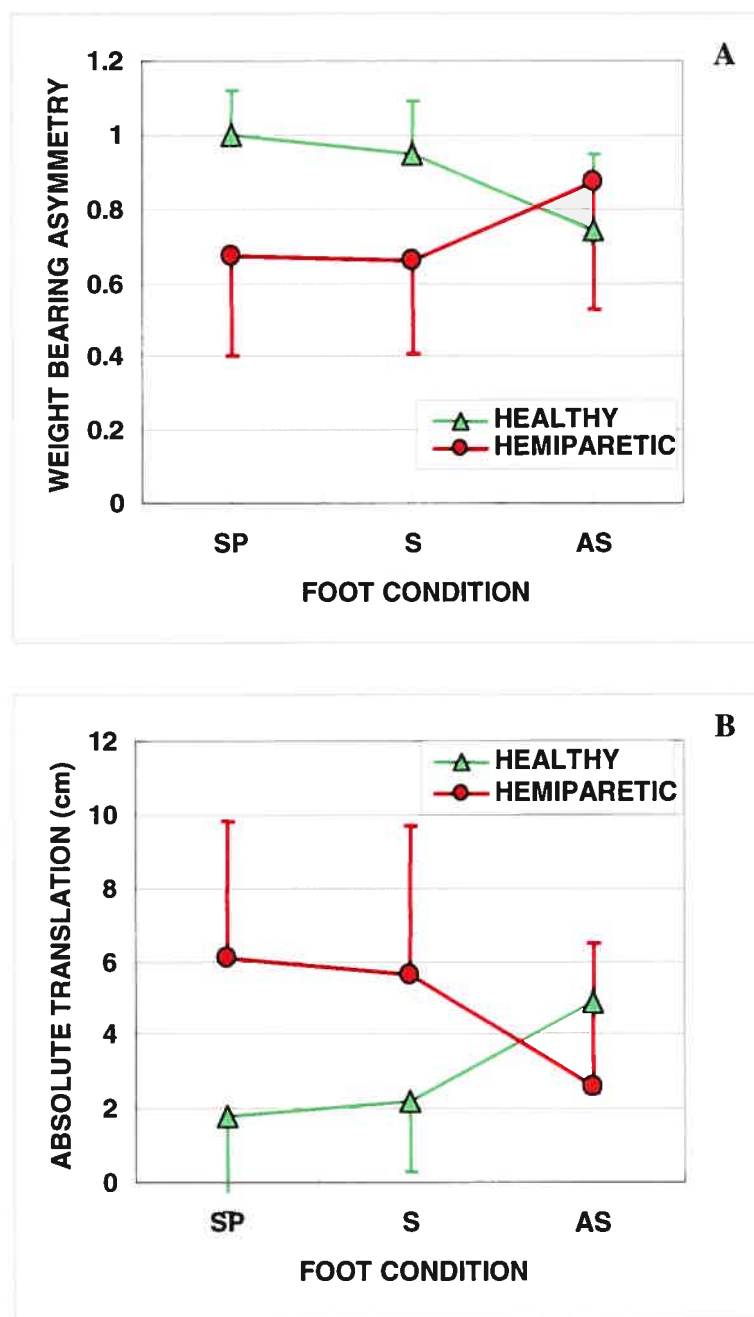


Figure 7

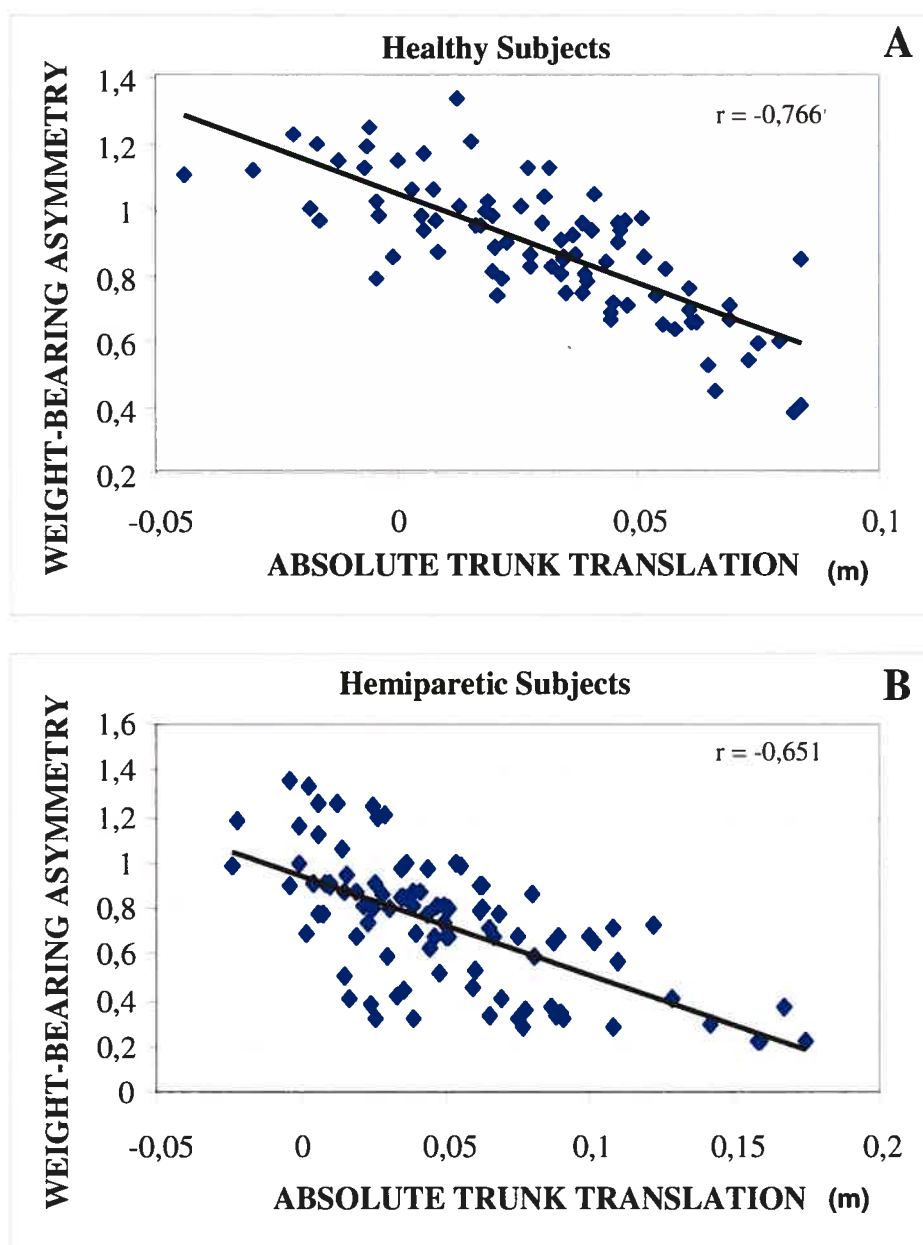


Figure 8

## 4.2 Résultats supplémentaires

Les résultats concernant l'influence de la position du tronc dans le plan frontal (translation et inclinaison latérale) sur l'asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux ont été présentés dans l'article précédent. Cette section du mémoire porte maintenant sur l'influence de la position des pieds sur la flexion antérieure du tronc et la somme des moments au genou de même que sur l'association entre la flexion antérieure du tronc et les moments au genou.

### 4.2.1 Influence de la position des pieds

Le Tableau V présente les angles moyens de flexion antérieure du tronc et la somme moyenne des moments musculaires aux genoux pour chacune des conditions de placement des pieds chez les sujets sains et hémiparétiques au moment de la perte de contact avec le siège.

Tableau V: Variables descriptives chez les sujets sains et hémiparétiques pour les différentes conditions de placement des pieds au moment du décolllement des cuisses (moyenne  $\pm$  écart-type)

		Condition de placement des pieds		
		Spontanée	Symétrique	Asymétrique
Sujets sains	Somme des moments aux genoux (Nm)	118.0 $\pm$ 58.2	106.4 $\pm$ 58.0	99.8 $\pm$ 47.0
	Flexion antérieure du tronc (°)	46.3 $\pm$ 9.8	42.7 $\pm$ 8.0	36.8 $\pm$ 7.7
Sujets hémiparétiques	Somme des moments aux genoux (Nm)	109.4 $\pm$ 24.3	106.0 $\pm$ 23.1	99.7 $\pm$ 28.1
	Flexion antérieure du tronc (°)	39.8 $\pm$ 4.8	40.2 $\pm$ 7.1	35.2 $\pm$ 6.2

#### 4.2.1.1 Angle de flexion antérieure du tronc

L'analyse de variance à deux facteurs réalisée sur la flexion antérieure du tronc a démontré une interaction entre les conditions de placement des pieds et les groupes de sujets ( $F(2,56) = 3.206$ ,  $P = 0.048$ ). Par la suite, l'ANOVA à un facteur a révélé que la flexion antérieure du tronc était modifiée par la position des pieds chez les sujets sains

( $F(2,28) = 20.551$ ,  $P < 0.001$ ) et hémiparétiques ( $F(2,28) = 8.479$ ,  $P = 0.001$ ). Chez les individus sains, la flexion antérieure était significativement plus petite dans la condition avec les pieds asymétriques que dans les autres conditions (SP vs AS-D,  $P < 0.001$  et S vs AS-D,  $P = 0.001$ ). Chez les personnes hémiparétiques, des différences ont été notées dans le même sens (SP vs AS-A,  $P = 0.016$  et S vs AS-A,  $P = 0.003$ ).

#### **4.2.1.2 Somme des moments aux genoux**

L'analyse de variance à deux facteurs effectuée sur la somme des moments musculaires aux genoux n'a pas démontré d'interaction entre les conditions de placement des pieds et les groupes ( $P = 0.327$ ) ni d'effet des groupes ( $P = 0.836$ ), toutefois un effet des conditions a été noté ( $P < 0.001$ ). Plus spécifiquement, la somme des moments de force s'est avérée supérieure pour la condition spontanée comparativement aux autres conditions de placement des pieds (S vs SP,  $P = 0.032$  et AS vs SP,  $P = 0.001$ ).

#### **4.2.2 Comparaison de la flexion antérieure du tronc entre les sujets sains et hémiparétiques pour chacune des conditions des pieds**

Les sujets sains ont présenté une flexion antérieure moyenne du tronc légèrement plus prononcée que chez les sujets hémiparétiques pour les trois positions des pieds. Toutefois, une différence significative a été noté seulement pour la condition spontanée ( $P = 0.025$ ).

#### **4.2.3 Relation entre la position du tronc dans le plan sagittal et la somme des moments aux genoux**

Les coefficients de corrélation de Pearson ( $r$ ) calculés entre la position du tronc dans le plan sagittal et les moments aux genoux sont présentés dans le Tableau VI. La seule corrélation significative a été trouvée entre la flexion antérieure du tronc et le moment musculaire au genou du côté non-atteint chez les individus hémiparétiques ( $r = 0.229$ ,  $P = 0.028$ : Tableau VI, Figure 9).

Tableau VI: Coefficients de corrélation de Pearson ( $r$ ) entre la flexion antérieure du tronc et les moments aux genoux chez les individus sains et hémiparétiques

	Flexion antérieure du tronc	
	Sujets sains	Sujets hémiparétiques
Somme des moments aux genoux	-0.084	0.125
Moment du genou dominant ou atteint	-0.194	-0.186
Moment du genou non-dominant ou non-atteint	0.063	0.229*

\* Corrélation significative au niveau  $P < 0.05$

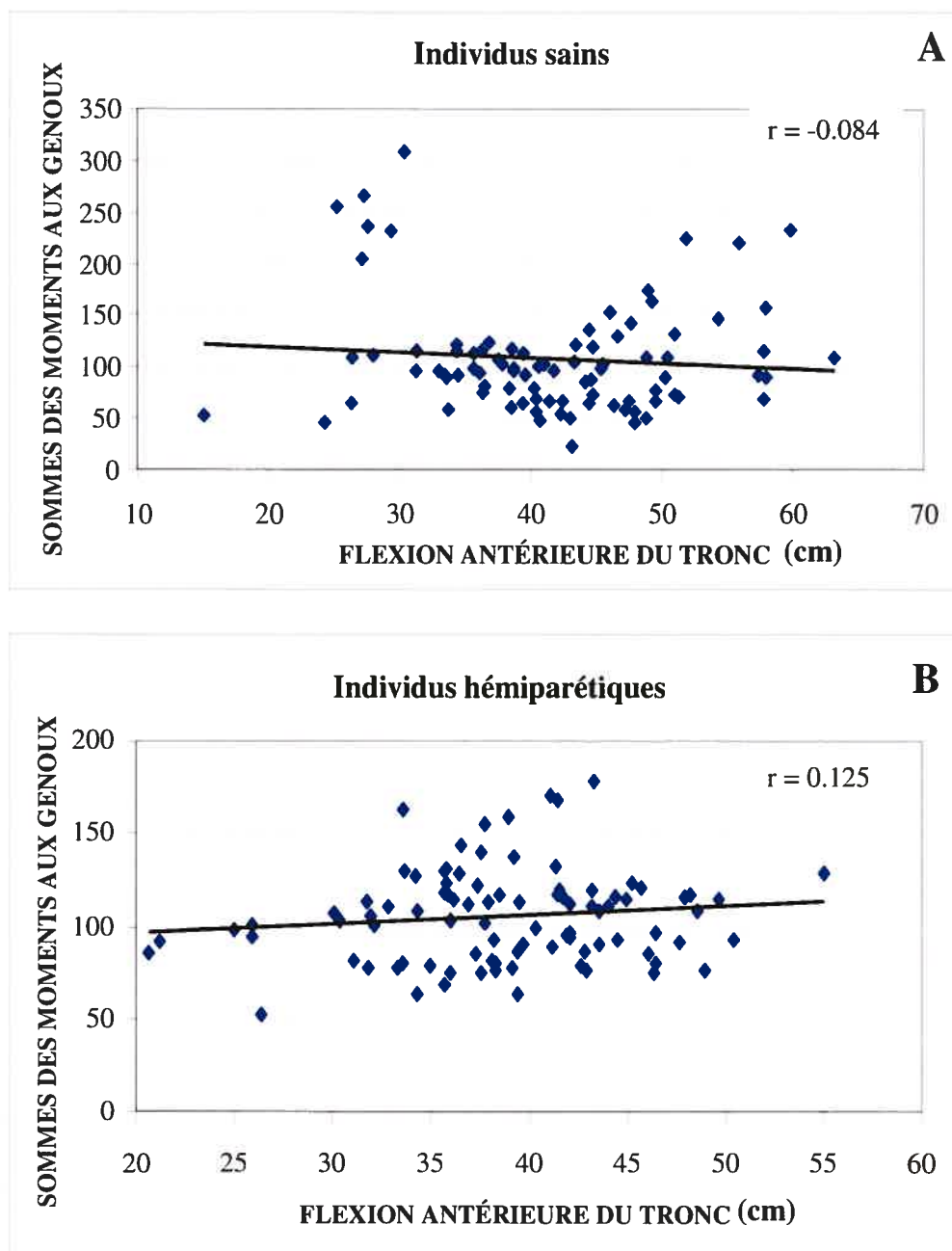


Figure 9: Graphiques présentant les corrélations entre la somme des moments musculaires aux genoux et la flexion antérieure du tronc chez les individus sains (A) et hémiparétiques (B)



## CHAPITRE 5

### DISCUSSION

Les résultats de ce projet de recherche ont été présentés dans quelques abrégés soumis à des congrès en réadaptation (Annexe III) ainsi que dans l'article inclus dans ce mémoire, qui sera prochainement soumis à la revue scientifique *Journal of Rehabilitation Medicine*. Ce chapitre du mémoire présente les liens entre les hypothèses émises au départ, les résultats obtenus et les explications possibles de ceux-ci. Quelques aspects de discussion déjà présentés dans l'article sont repris pour faire une synthèse des éléments importants de ce mémoire concernant l'influence de la position des pieds, de la position du tronc dans le plan frontal et sagittal, de l'asymétrie de la mise en charge aux membres inférieurs et de l'asymétrie des moments aux genoux. Ce chapitre se termine par une discussion sur les limites de l'étude et nos recommandations.

L'objectif principal de cette étude était de vérifier, chez les participants sains et hémiparétiques, l'influence de la position du tronc (plan frontal et sagittal) sur la distribution de la mise en charge aux membres inférieurs et sur la répartition des moments aux genoux lors de la réalisation du passage de la position assise à debout selon différentes conditions de placement des pieds. Ces données ont été analysées au moment du décollement des cuisses.

Les sujets sains ont présenté une répartition symétrique de la mise en charge et des moments aux genoux et un positionnement presque neutre du tronc dans le plan frontal avec les conditions des pieds spontanée et symétrique. Lorsqu'ils se levaient avec le pied dominant derrière le pied non-dominant, une asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux entre les côtés était créée, accompagnée d'un déplacement latéral du tronc vers le pied dominant. L'effet contraire était observé chez les sujets hémiparétiques. Ceux-ci ont présenté une asymétrie de la mise en charge, une asymétrie des moments aux genoux et un déplacement latéral du tronc du côté non-atteint avec les conditions des pieds spontané et symétrique. Le placement du pied atteint derrière le pied non-atteint a diminué

ce comportement asymétrique. De façon générale, dans le plan frontal, les résultats ont révélé une forte association entre les positions du tronc (inclinaison latérale et translation médio-latérale) et l'asymétrie de la mise en charge chez les individus sains et hémiparétiques. Toutefois, il n'y avait pas de corrélation entre l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc, à l'exception de la translation absolue du tronc chez les individus sains. De plus, l'inclinaison latérale du tronc était le meilleur prédicteur de l'asymétrie de la mise en charge chez les individus sains, alors que la translation relative du tronc en était le témoin chez les participants hémiparétiques. Dans le plan sagittal, la flexion antérieure du tronc n'était pas reliée à la somme des moments aux genoux chez les deux groupes d'individus.

## 5.1 Durée du PAD

Le temps moyen requis pour se lever d'une chaise de façon spontanée était de 2.11 s chez les individus sains et de 2.61 s chez les participants atteints d'une hémiparésie. Ces résultats se situent dans l'étendue des valeurs rapportées dans la littérature, soit de 1.2 s à 2.4 s chez les sujets sains (Baer et Ashburn, 1995; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Gross et al., 1998; Hesse et al., 1994; Ikeda et al., 1991; Jeng et al., 1990; Kerr et al., 1997; Millington et al., 1992; Nuzik et al., 1986; Riley et al., 1991; Schenkman et al., 1990) et de 1.9 à 3.3 s chez les individus hémiparétiques (Engardt, 1994; Engardt et Knutsson, 1994; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Hesse et al., 1998; Yoshida et al., 1983). La personne hémiparétique prend plus de temps que l'individu en bonne santé pour exécuter le PAD, tel que démontré dans la littérature (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Hesse et al., 1994; Yoshida et al., 1983). Quelques raisons sembleraient expliquer cette différence: lors du PAD, la personne hémiparétique a de la difficulté à stabiliser le centre de gravité, elle présente une plus grande oscillation du centre de pression dans la direction médio-latérale, une plus grande amplitude de mouvement au tronc au lieu des hanches pour contrer l'incapacité à transférer le centre de masse suffisamment en antérieur à l'aide du déplacement des épaules et des genoux vers l'avant au-dessus des pieds (Carr et Shepherd, 1987; Cheng et al., 1998).

## 5.2 Discussion des résultats obtenus dans le plan frontal

### 5.2.1 Asymétrie de la mise en charge

Les individus sains ont présenté une répartition presque symétrique des forces verticales de réaction du sol lorsque la tâche était réalisée avec les conditions spontanée et symétrique, contrairement aux participants hémiparétiques qui ont montré une distribution asymétrique de la mise en charge, une plus grande proportion du poids du corps étant supporté par le membre inférieur non-parétique. Nos résultats confirment ceux des études antérieures chez les sujets sains (Brunt et al., 2002; Engardt et Olsson, 1992; Hirschfeld et al., 1999) et chez les sujets hémiparétiques (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Dickstein et al., 1984; Eng et Chu, 2002; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Lee et al., 1997; Roy et al., 2006; Sackley, 1990). Cette distribution inégale chez les individus hémiparétiques est probablement reliée à la faiblesse musculaire (Lomaglio et Eng, 2005; Roy, 2004) et au manque de contrôle moteur du côté parétique.

Un effet contraire était également observé entre les deux groupes de participants lorsque la tâche était réalisée avec la condition asymétrique. Le pied dominant placé derrière a provoqué une asymétrie chez les sujets sains alors que le pied atteint dans la même position a entraîné une meilleure répartition de la mise en charge chez les sujets hémiparétiques. Ces résultats confirment notre première hypothèse et corroborent la littérature.

Brunt et al. (2002) ont démontré que le pied non-dominant, placé à 100° de flexion du genou a supporté plus de forces verticales que le pied dominant placé devant, à 75° de flexion du genou (72% vs 51% du poids corporel). Ce patron asymétrique pourrait s'expliquer par le fait que le centre de masse doit être déplacé progressivement dans la direction antérieure durant l'exécution du PAD. Ainsi, la projection du centre de masse commence sur le pied postérieur pour se déplacer entre les deux pieds vers la fin du PAD. Conséquemment, au moment du décollement des cuisses, plus de poids est supporté par le pied postérieur. Le même raisonnement pourrait s'appliquer aux sujets hémiparétiques

lorsqu'ils se lèvent d'une chaise avec le pied parétique en postérieur. Dans ce cas, ils étaient contraints à utiliser le membre inférieur affecté, ce qui réduit le patron asymétrique de mise en charge normalement retrouvé avec la condition des pieds spontanée et symétrique. En accord avec Roy et al. (2006), le placement postérieur du pied parétique est une bonne façon de corriger l'asymétrie spontanée de la mise en charge du patient hémiparétique.

### **5.2.2 Asymétrie des moments aux genoux**

Les conditions de placement des pieds ont la même influence sur l'asymétrie des moments aux genoux que sur l'asymétrie de mise en charge. Puisque les forces verticales de réaction du sol sont des éléments importants dans le calcul des moments aux genoux (Crosbie et al., 1997), il n'est donc pas surprenant que l'asymétrie des moments aux genoux présente la même tendance que l'asymétrie de la mise en charge pour les différentes positions des pieds.

Tel que stipulé dans la deuxième hypothèse, les extenseurs du genou ont été sollicités également des deux côtés chez les sujets sains lors des conditions spontanée et symétrique des pieds, alors que la distribution des moments aux genoux a plutôt été asymétrique chez les sujets hémiparétiques. Cette plus grande utilisation des extenseurs du genou du côté non-parétique (exprimée par un moment musculaire net plus élevé au genou non-parétique) a déjà été rapportée par Roy (2004).

La condition asymétrique a permis de mieux distribuer les efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques alors qu'elle en a augmenté l'asymétrie chez les sujets sains, ce qui confirme la seconde partie de la deuxième hypothèse. Chez ces derniers, le moment extenseur au genou était plus élevé dans le membre inférieur placé en postérieur, soit le côté dominant. En présumant que le moment extenseur net au genou implique une activité EMG dominante dans le quadriceps, nos résultats sont conséquents avec ceux de Brunt et al. (2002). Ces auteurs ont rapporté des différences significatives dans l'activité EMG du quadriceps entre les deux membres inférieurs lorsque la tâche était réalisée avec les pieds

asymétriques. Toutefois, chez les sujets hémiparétiques, le placement des pieds asymétrique a résulté en une meilleure répartition des moments aux genoux, tel que Roy (2004) l'a récemment démontré. Dans cette position, le moment au genou était plus élevé du côté du pied placé en postérieur et ainsi, le quadriceps devrait être plus sollicité, comparativement à la condition des pieds symétrique. Ceci est également en lien avec les résultats de Brunt et al. (2002) sur l'activité EMG.

### **5.2.3 Influence du placement des pieds sur la position du tronc**

Les données de cette étude ont révélé que la condition des pieds influence l'inclinaison latérale et la translation absolue du tronc. L'hypothèse 3.1 présumant que les individus sains présenteraient une position neutre du tronc lors des conditions spontanée et symétrique n'est pas tout à fait confirmée. Avec ce placement des pieds, les sujets sains ont maintenu le tronc près de la position centrale avec cependant, un léger mouvement du tronc combinant une translation (cm) à une inclinaison latérale ( $^{\circ}$ ) vers le côté dominant (1.8 cm et  $2.4^{\circ}$  pour la condition spontanée; 2.2 cm et  $3.2^{\circ}$  pour la condition symétrique). Ce faible déplacement pourrait s'expliquer par la méthode utilisée pour mesurer la position du tronc. Dans notre approche, nous présumions que tous les sujets étaient assis symétriquement sur le siège instrumenté avant de débiter la tâche. Nous n'avons donc fait aucune correction pour la position initiale. De plus, le siège était toujours positionné au même endroit par rapport aux axes de référence du laboratoire. Il est donc possible que les sujets sains aient présenté une posture assise asymétrique avant d'exécuter la tâche. Contrairement aux sujets sains, les individus hémiparétiques ont démontré un déplacement du tronc vers le côté non-parétique lors du placement spontanée ou symétrique des pieds, tel que stipulé dans l'hypothèse 3.2. Ces résultats concordent avec ceux trouvés par Hesse et al. (1994). Ces auteurs ont rapporté un déplacement latéral du centre de gravité du corps vers le côté non-parétique en faisant une double intégration des données des plates-formes. Plus récemment, Mazzà et al. (2006) ont indiqué que l'inclinaison latérale vers le côté non-parétique survenait chez les sujets hémiparétiques et qu'elle était corrélée avec une déficience au membre inférieur.

Tel que prévu à l'hypothèse 3.1, les sujets sains ont montré un plus grand mouvement au tronc avec le placement des pieds asymétriques comparativement aux autres conditions, le déplacement du tronc se dirigeait vers le membre inférieur dominant (pied postérieur). Tel que supporté par les résultats des analyses de corrélation et expliqué précédemment, il semble que ce déplacement au tronc soit la stratégie responsable de l'asymétrie de la mise en charge aux membres inférieurs. Chez les sujets hémiparétiques, le placement asymétrique des pieds était paradoxalement associée avec un positionnement du tronc plus vertical, par rapport aux autres conditions des pieds, ce qui confirme l'hypothèse 3.2. Au même moment, un plus grand pourcentage du poids du corps était supporté par le pied parétique. Ainsi, les sujets hémiparétiques ont probablement à gérer deux éléments opposés: l'obligation biomécanique de projeter le centre de masse sur le pied postérieur (membre inférieur parétique) comme les sujets normaux de façon à initier le PAD et la tendance naturelle à mettre plus de poids du côté non-parétique. Le résultat global est un compromis en terme de positionnement du tronc et d'asymétrie de mise en charge par rapport aux sujets sains. Le grand écart-type des variables lors de la condition des pieds asymétrique est probablement un indicateur de ce difficile compromis.

Les analyses statistiques réalisées sur la translation relative du tronc n'ont pas révélé d'interaction entre les conditions des pieds et les groupes de participants ni d'effet principal des conditions des pieds. Cette variable a obtenu de très faibles valeurs pour les trois conditions des pieds chez les deux groupes d'individus. Ces faibles valeurs pourraient être attendues puisque le déplacement (shift) du bassin, nécessaire dans la translation relative du tronc, ne peut pas se produire avant le décollement des cuisses, contrairement à l'inclinaison latérale du tronc.

#### **5.2.4 Comparaison entre les sujets sains et hémiparétiques**

Les résultats de la comparaison entre les deux groupes ont démontré que les individus hémiparétiques utilisent des stratégies motrices qui diffèrent de celles des individus sains. En effet, les individus hémiparétiques déplacent toujours leur mise en charge vers le côté non-parétique par un transfert de poids et ce, même lorsqu'ils sont

contraints à mettre du poids du côté parétique comme dans le cas du placement des pieds asymétrique où le pied parétique est placé en postérieur.

Des différences dans les positions du tronc dans le plan frontal entre les individus sains et hémiparétiques ont également été observées sous chacun des placements des pieds. L'hypothèse 3.3, stipulant que l'inclinaison latérale et la translation absolue et relative du tronc seraient plus importantes chez les individus hémiparétiques que chez les individus sains pour les conditions spontanée et symétrique et que l'inverse serait observé pour le placement asymétrique des pieds, a été confirmée par les résultats.

Dans la condition des pieds asymétrique, l'asymétrie des différentes variables à l'étude chez les individus hémiparétiques était, en moyenne, inférieure à celle des sujets sains. Toutefois, à cause de l'importante variation inter-sujet, plus particulièrement pour le groupe d'individus hémiparétiques, les analyses statistiques n'ont pas démontré de différence significative entre les résultats des deux groupes d'individus.

### **5.2.5 Associations entre l'asymétrie et la position du tronc**

L'analyse des résultats sur l'influence du placement des pieds a fortement suggéré que l'asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux pourrait être expliquée en partie par la position du tronc. Dans les deux groupes, sans égard à la position des pieds, la position la plus asymétrique au tronc a été observée lors des conditions de placement des pieds ayant la plus importante asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux. Par exemple, plus le tronc se déplaçait en latéral dans le plan frontal, plus la distribution de la mise en charge et des moments musculaires aux genoux était asymétrique. Par conséquent, des corrélations devraient être présentes entre, d'un côté, l'asymétrie de la position du tronc et, de l'autre côté, l'asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux.

### 5.2.5.1 Associations entre l'asymétrie de la mise en charge et la position du tronc

La quatrième hypothèse émise présumant que l'angle d'inclinaison latérale du tronc et la translation du tronc seraient reliés à l'asymétrie des forces verticales de réaction du sol lors du PAD chez les individus sains et hémiparétiques, a été confirmée. Les résultats ont démontré, chez ces deux groupes, de fortes associations entre l'asymétrie de mise en charge et la translation absolue du tronc, alors que les corrélations étaient légèrement plus faibles, mais significatives, pour la translation relative et l'inclinaison latérale du tronc. Considérant que la translation absolue du tronc est déterminée par la translation relative et l'inclinaison latérale du tronc, ce résultat était prédictible puisque les sujets pouvaient déplacer le centre de masse soit par une translation relative, soit par une inclinaison latérale ou par une combinaison des deux composantes. Cette dernière semble être la stratégie la plus probable puisque des associations significatives ont aussi été trouvées avec la translation relative et l'inclinaison latérale du tronc.

Afin d'éclaircir le problème, des analyses de régression multiple ont été effectuées pour déterminer la contribution de ces deux composantes sur l'asymétrie de mise en charge. Chez les individus sains, l'inclinaison latérale du tronc a expliqué 46% de la variance sur l'asymétrie de la mise en charge et, lorsque la translation relative du tronc était ajoutée au modèle, cette valeur s'élevait à 54%. Chez les individus hémiparétiques, l'ordre d'entrée de ces deux variables dans le modèle de prédiction de l'asymétrie de la mise en charge était inversé. À elle seule, la translation relative du tronc expliquait 18% de la variance et cette valeur augmentait à 29% lors de l'entrée de l'inclinaison latérale dans le modèle. Ces résultats démontrent que l'asymétrie de la mise en charge est partiellement déterminée par les mouvements du tronc dans le plan frontal chez les sujets sains et hémiparétiques. Le facteur prédictif est plus élevé chez les individus sains. Une des raisons pour laquelle l'inclinaison latérale est si importante dans la détermination de l'asymétrie des forces verticales de réaction du sol, surtout chez les individus sains, est probablement liée au fait que le déplacement du centre de masse survient avant le décollement des cuisses, en tant que stratégie motrice anticipatoire. À ce moment, la translation relative est impossible puisque le bassin est en contact avec le siège. Le déplacement du tronc vers le côté non-



parétique avant le décollement des cuisses a également été rapporté par Hesse et al. (1994) et Mazzà et al. (2006).

#### **5.2.5.2 Association entre l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc**

Les résultats ne supportent pas la cinquième hypothèse présumant que l'inclinaison latérale du tronc et la translation seraient associées à l'asymétrie des moments aux genoux durant la réalisation du PAD chez les individus sains et hémiparétiques. En effet, aucune association significative n'a été trouvée entre l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc, à l'exception de la translation absolue chez les sujets sains, où la corrélation était plutôt faible ( $r = -0.312$ ). Ceci semble contredire les résultats et les conclusions tirées concernant l'effet du placement des pieds sur l'asymétrie des moments aux genoux. Cette contradiction devrait prendre en considération les objectifs visés par les tests statistiques utilisés dans les analyses. Les ANOVA pour mesures répétées effectuées sur les conditions des pieds consistaient essentiellement en une comparaison intra-sujets, alors que les corrélations établissaient une association entre les variables tout en incluant les variations intra et inter-sujets à travers les conditions. Dans l'analyse de corrélation, nous avons inclus tous les essais sans considérer les conditions des pieds puisque nous voulions associer l'asymétrie des moments aux genoux avec l'asymétrie de la position du tronc. Le manque de corrélation semble indiquer que la variation structurée entre les conditions des pieds est inférieure à la variation au hasard entre les sujets et qu'alors aucune comparaison n'est possible entre les sujets.

### **5.3 Discussion des résultats obtenus dans le plan sagittal**

#### **5.3.1 Influence du placement des pieds sur la position de flexion du tronc**

Les données de cette étude ont révélé que la condition de placement des pieds influence la flexion antérieure du tronc chez les individus sains et hémiparétiques lors du PAD au moment de la perte de contact avec le siège. Chez ces deux groupes d'individus, la flexion antérieure au tronc était significativement plus faible lors de la condition avec les

pieds asymétriques que lors des conditions spontanée et symétrique. Les hypothèses 6.1 et 6.2 sont donc rejetées car nous avons présumé que la position du tronc dans le plan sagittal serait similaire d'une condition à l'autre, même pour le placement asymétrique des pieds étant donné que le pied postérieur avait une configuration similaire à celle des autres placements des pieds ( $15^\circ$  de flexion dorsale). Du point de vue biomécanique, la réduction de la flexion antérieure au tronc implique une projection plus postérieure du centre de masse dans la base de sustentation. Conséquemment, l'asymétrie des pieds apparaît être une condition propice à une instabilité au moment du décollement du siège. Les individus ne semblent pas prendre avantage de l'accroissement de la base de sustentation dans le plan sagittal qui est produite par l'éloignement du pied antérieur. Il serait en effet possible que les personnes fléchissent davantage le tronc avant le décollement du siège de manière à placer rapidement la projection du centre de masse entre le pied postérieur et le pied antérieur. Cependant, cette stratégie n'est pas utilisée, pas plus que celle que nous avons prévue, où nous nous attendions à une similitude de la position du tronc pour les différentes conditions des pieds. Puisque la stabilité posturale dépend de quelques facteurs dynamiques, des analyses plus poussées de la situation du centre de pression, des forces antéro-postérieures et de la dynamique du tronc pourraient aider à éclaircir l'origine des différences dans les stratégies motrices associées avec les différentes positions des pieds.

### **5.3.2 Influence du placement des pieds sur la somme des moments aux genoux**

Les résultats ont également démontré que le placement des pieds influence la somme des moments aux genoux. Celle-ci s'est avérée inférieure pour la condition asymétrique comparativement aux autres conditions de placement des pieds. Ce résultat est quelque peu surprenant en regard des résultats obtenus au niveau de la position du tronc. Si le tronc est moins fléchi vers l'avant lors de la condition asymétrique des pieds, il faudrait s'attendre à une augmentation des moments aux genoux car la projection du centre de masse se trouve postérieure aux axes des genoux. Comme les résultats de la position du tronc et des moments ne sont pas cohérents, il faudrait présumer que les relations entre ces

variables ne sont pas très importantes. Les faibles corrélations trouvées entre la flexion antérieure du tronc et la somme des moments extenseurs aux genoux vont ainsi dans ce sens. Tel que pour l'étude de l'influence du placement des pieds sur les moments, il faudrait approfondir les analyses biomécaniques pour identifier les autres facteurs qui expliqueraient l'intensité des moments. L'approche de la décomposition des moments proposée par Hof (1992) représenterait une avenue intéressante.

### 5.3.3 Comparaison entre les sujets sains et hémiparétiques

Les individus sains ont présenté une flexion antérieure moyenne du tronc légèrement plus prononcée que chez les sujets hémiparétiques pour les trois conditions des pieds, toutefois une différence significative a été trouvée seulement pour la condition spontanée. Ces résultats contredisent l'hypothèse 6.3 qui supposait que les sujets hémiparétiques auraient une flexion antérieure plus prononcée. L'individu atteint d'une hémiparésie suite à un AVC a une incapacité à transférer le centre de masse suffisamment en antérieur, le déplacement du centre de masse est plus marqué dans la direction médio-latérale qu'en antéro-postérieur, contrairement au sujet sain (Cheng et al., 1998). La flexion antérieure du tronc est nécessaire pour placer initialement la projection du centre de masse dans la base de sustentation, toutefois la quantité de déplacement au tronc dépend de la position des pieds.

Spontanément, les individus sains se levaient d'une chaise avec les pieds presque symétriques, alors que les sujets hémiparétiques avaient tendance à utiliser un placement des pieds asymétrique, avec le pied non-parétique en postérieur afin que ce dernier supporte davantage de poids. Les résultats ont démontré une flexion antérieure du tronc accrue pour le placement des pieds symétriques comparativement au placement des pieds asymétriques chez les deux groupes d'individus. Ceci pourrait expliquer la différence significative trouvée pour la condition spontanée. Les résultats sont donc cohérents avec l'influence de la position des pieds, c'est-à-dire qu'une augmentation de la flexion antérieure au tronc s'accompagne d'une augmentation de la somme des moments aux genoux chez les deux groupes de sujets.

### **5.3.4 Corrélations entre la position du tronc et la somme des moments aux genoux**

Les corrélations de Pearson ont démontré une seule association significative, soit entre la flexion antérieure du tronc et le moment musculaire au genou du côté non-atteint chez les individus hémiparétiques. Cette corrélation signifie que plus il y a de flexion antérieure du tronc, plus le moment est élevé sur le côté non-parétique (pied en antérieur). Au même moment, on note une corrélation négative, mais non significative, entre la flexion et le moment du côté parétique (pied postérieur). Des corrélations dans le même sens sont présentes chez les individus sains pour ce qui est du moment au genou non-dominant (pied en antérieur) et du moment au genou dominant (pied en postérieur). Une interprétation possible de ces résultats est que la flexion du tronc semble déterminer la distribution des moments entre les membres inférieurs en particulier dans les conditions avec les pieds asymétriques. Un des mécanismes possibles serait que la flexion antérieure du tronc transfère plus de charge sur le pied en antérieur et moins sur l'autre.

## **5.4 Implication clinique**

La faiblesse musculaire est une des déficiences majeures décrivant le tableau clinique des personnes atteintes d'une hémiparésie suite à un AVC. La présence d'un affaiblissement musculaire aux membres inférieurs et au tronc chez les individus hémiparétiques entraîne la plupart du temps une sollicitation musculaire encore plus grande que l'exigence rencontrée chez les individus sains pour exécuter les mêmes activités fonctionnelles (Kotake et al., 1993; Nadeau et al., 1999). Par ailleurs, considérant l'importance de la force musculaire dans la réalisation du PAD (Fleckenstein et al., 1988; Kelley et al., 1976; Pai et Rogers, 1990, 1991; Richards, Malouin, Durand et Moffet, 1989; Rodosky et al., 1989; Roebroek et al., 1994), plusieurs individus hémiparétiques développeront des compensations motrices pour parvenir à se lever d'une chaise de façon indépendante. La distribution asymétrique de la mise en charge et des moments musculaires

aux genoux, la translation et l'inclinaison latérale du tronc du côté non-parétique ainsi que la flexion antérieure réduite au tronc, sont des exemples de stratégies compensatoires.

Les résultats de cette étude ont révélé que la position des pieds influence le degré de difficulté de la réalisation du PAD. Les cliniciens devraient donc tenir compte de cette variable confondante pour évaluer l'habileté à réaliser cette tâche chez une clientèle hémiparétique. Cette tâche est facilitée lorsqu'elle est réalisée spontanément avec le pied non-parétique derrière le pied parétique et peut s'avérer impossible à réaliser avec le pied parétique en postérieur de l'autre pied. La position des pieds symétrique peut être un bon compromis dans la rééducation initiale du PAD chez une clientèle hémiparétique puis la progression peut se faire vers le placement des pieds asymétrique (pied parétique en postérieur). Cette condition, qui force le membre inférieur parétique à supporter un plus grand pourcentage du poids du corps, favorise une meilleure distribution de la mise en charge et des moments extenseurs aux genoux, un patron de mouvement plus symétrique au tronc dans le plan frontal (translation et inclinaison latérale) et une plus faible flexion antérieure au tronc dans le plan sagittal.

Les résultats de ce projet ont démontré que l'asymétrie de la mise en charge aux membres inférieurs peut être partiellement déterminée par les mouvements au tronc dans le plan frontal, plus particulièrement par l'inclinaison latérale chez les individus sains et par la translation relative chez les individus hémiparétiques. Au cours de la réadaptation des individus atteints d'une hémiparésie, les cliniciens devraient être en mesure d'inférer sur la mise en charge par l'observation des mouvements au tronc dans le plan frontal durant le PAD, en regardant la combinaison de la translation relative et de l'inclinaison latérale du tronc. Les cliniciens pourraient également quantifier objectivement, par la position du tronc en flexion antérieure (plan sagittal), la participation musculaire nécessaire au genou (moment au genou) du côté non-atteint chez les individus hémiparétiques.

## 5.5 Limites de l'étude

Cette étude révèle des résultats très intéressants malgré la présence de certaines limites. Étant donné le temps requis pour effectuer les collectes en laboratoire et l'analyse des données, un nombre restreint de sujets ont pu être évalués dans le cadre de ce projet de maîtrise. De plus, ceux-ci ont été recrutés plus de six mois suite à leur AVC, alors les inférences ne sont peut-être pas aussi bonnes chez les individus en phase plus aigue. Toutefois, les participants hémiparétiques représentent bien la clientèle en réadaptation en ce qui concerne l'âge et le niveau de récupération motrice. De plus, un groupe de sujets sains, appariés pour l'âge, ont servi de référence dans la comparaison des résultats obtenus chez les sujets hémiparétiques.

Le siège instrumenté utilisé dans cette étude, sans dossier ni appui-bras, n'est pas représentatif des chaises utilisées en réadaptation et dans les activités quotidiennes. Celles-ci présentent particulièrement des appuis-bras afin de faciliter la tâche. Habituellement, la plupart des individus utilisent leurs membres supérieurs pour se lever d'une chaise.

L'étude est pratiquée dans un cadre qui diminue la spontanéité des mouvements (se lever en gardant les bras croisés sur la poitrine et en regardant la cible placée devant), ce qui aurait pu également fausser certains résultats. D'autre part, nous n'avons pas tenu compte des changements proprioceptifs dans l'analyse de nos données, ni non plus de la localisation de la lésion (droite vs gauche). Il serait néanmoins intéressant d'entreprendre une étude où un plus grand nombre de sujets cérébro-lésés droits et gauches seraient évalués afin de déterminer l'influence du côté de la lésion sur les mesures de cinématique dans le plan frontal compte tenu les résultats de Perennou et al. (1999) et Perennou, Amblard, Leblond et Pelissier (1998) qui suggèrent fortement l'existence d'une prédominance cérébrale sur le contrôle de l'équilibre latéral. Il est possible que ces deux facteurs soient responsables de certaines de nos hypothèses non confirmées.

## CHAPITRE 6

### CONCLUSION

De nombreux écrits scientifiques ont porté sur le passage de la position assise à debout chez les individus sains et hémiparétiques. La distribution asymétrique de la mise en charge aux membres inférieurs, la répartition inégale des moments extenseurs aux genoux, le déplacement du centre de masse plus marqué dans la direction médio-latérale ainsi que le déplacement du tronc vers le côté non-parétique ont été documentés chez les adultes ayant subi un AVC. La contribution du mouvement du tronc à la réussite du PAD a également été expliquée chez les deux groupes d'individus par deux stratégies principales, soit par le déplacement antérieur du centre de masse du tronc découlant en grande partie de la flexion des hanches au début du PAD et par le transfert de la quantité de mouvement.

Jusqu'à maintenant, peu d'études s'étaient intéressées à l'influence de la position du tronc dans les plans frontal et sagittal sur la mise en charge et les moments de force générés aux différentes articulations. Dans le plan frontal, les interactions entre les positions du tronc, les placements des pieds ainsi que l'asymétrie de la mise en charge et des moments de force aux genoux n'avaient pas été analysées de façon systématique. Il en était de même, dans le plan sagittal, pour les interactions entre la flexion antérieure du tronc, les placements des pieds et la somme des moments extenseurs aux genoux.

Les sujets sains, évalués dans le cadre de cette étude, ont servi de référence pour la comparaison des résultats obtenus chez les participants hémiparétiques. Cette étude a démontré que les individus sains présentaient une répartition symétrique de la mise en charge et des moments aux genoux ainsi qu'un positionnement presque neutre du tronc dans le plan frontal avec les conditions des pieds spontanée et symétrique. Lorsqu'ils se levaient avec le pied dominant derrière le pied non-dominant, une asymétrie de la mise en charge et des moments aux genoux entre les côtés était créée, accompagnée d'un déplacement latéral du tronc vers le pied dominant. Pour les mêmes positions des pieds, l'effet contraire était observé chez les sujets hémiparétiques. Ceux-ci ont présenté une

asymétrie de la mise en charge, une répartition inégale des moments aux genoux et un déplacement latéral du tronc du côté non-atteint avec les conditions des pieds spontanée et symétrique. Le placement du pied atteint derrière le pied non-atteint a diminué ce comportement asymétrique. Ce positionnement des pieds est ainsi une façon de corriger l'asymétrie spontanée de la mise en charge du patient hémiparétique.

De façon générale, dans le plan frontal, les résultats ont révélé une forte association entre les positions du tronc (inclinaison latérale et translation médio-latérale) et l'asymétrie de la mise en charge chez les individus sains et hémiparétiques. Toutefois, il n'y avait pas de corrélation entre l'asymétrie des moments aux genoux et la position du tronc, à l'exception de la translation absolue du tronc chez les individus sains. De plus, l'inclinaison latérale du tronc était le meilleur prédicteur de l'asymétrie de la mise en charge chez les individus sains, alors que c'était plutôt la translation relative du tronc chez les participants hémiparétiques. Dans le plan sagittal, la flexion antérieure du tronc n'était pas reliée à la somme des moments aux genoux chez les deux groupes d'individus, mais elle était associée avec le moment musculaire au genou du côté non-atteint chez les individus hémiparétiques.

Pour conclure, l'asymétrie de la mise en charge semble partiellement déterminée par les mouvements du tronc dans le plan frontal chez les individus hémiparétiques. De façon intéressante, le patron de distribution asymétrique de la mise en charge chez les sujets sains, créé par une modification de la position des pieds, était aussi associé à une accentuation des mouvements au tronc. Les cliniciens devraient donc être en mesure d'inférer sur la distribution de la mise en charge par l'observation des mouvements au tronc dans le plan frontal lors de la réadaptation du PAD chez les individus hémiparétiques, particulièrement s'ils regardent la translation relative du tronc. Les cliniciens pourraient également se fier à la position du tronc dans le plan sagittal pour quantifier objectivement l'effort musculaire requis au genou du côté non-atteint. Toutefois, d'autres analyses sont requises pour approfondir ces associations.



## CHAPITRE 7

### BIBLIOGRAPHIE

- Andrews, A. W. et Bohannon, R. W. (2000). Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clin Rehabil*, 14(1), 79-87.
- Andrews, A. W. et Bohannon, R. W. (2003). Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(1), 125-130.
- Baer, G. D. et Ashburn, A. M. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(9), 844-849.
- Baum, H. M. et Robins, M. (1981). The national survey of stroke. Survival and prevalence. *Stroke*, 12(2 Pt 2 Suppl 1), I59-68.
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I. et Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2, S7-11.
- Bohannon, R. W. (1988). Determinants of transfer capacity in patients with hemiparesis. *Physiother Can*, 40(4), 236-239.
- Bohannon, R. W. (1989). Correlation of lower limb strength and other variables with standing performance in stroke patients. *Physiother Can*, 41, 198-202.
- Bohannon, R. W. (1989). Selected determinants of ambulatory capacity in patients with hemiplegia. *Clin Rehabil*, 3, 47-53.
- Bohannon, R. W. (1992). Lateral trunk flexion strength: Impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *Int J Rehabil Res*, 15(3), 249-251.
- Bohannon, R. W. (1992). Walking after stroke: Comfortable versus maximum safe speed. *Int J Rehabil Res*, 15(3), 246-248.
- Bohannon, R. W. (1995). Measurement, nature, and implications of skeletal muscle strength in patients with neurological disorders. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(6), 283-292.
- Bohannon, R. W. (1995). Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *Int J Rehabil Res*, 18(2), 162-167.
- Bohannon, R. W. et Andrews, A. W. (1995). Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 9, 47-51.

- Bohannon, R. W. et Smith, M. B. (1987). Assessment of strength deficits in eight paretic upper extremity muscle groups of stroke patients with hemiplegia. *Phys Ther*, 67(4), 522-525.
- Bohannon, R. W. et Walsh, S. (1991). Association of paretic lower extremity muscle strength and balance with stair climbing ability in patients with stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 1, 129-133.
- Bourbonnais, D. et Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther*, 43(5), 313-319.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A. et Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(7), 924-929.
- Burdett, R. G., Habasevich, R., Pisciotto, J. et Simon, S. R. (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther*, 65(8), 1177-1183.
- Butler, P., Nene, A. et Major, R. (1991). Biomechanics of transfer from sitting to the standing position in some neuromuscular diseases. *Physiotherapy*, 77(8), 521-525.
- Carr, J. et Shepherd, R. (1987). A motor relearning model for stroke. (2nd ed) London: Heinemann Physiotherapy.
- Carr, J. et Shepherd, R. (1998). Neurological rehabilitation. Optimizing motor performance. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Carr, J. et Shepherd, R. (1998). Neurological rehabilitation: Optimizing motor performance. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Carr, J. et Shepherd, R. (2000). Movement science: Foundations for physical therapy in rehabilitation. (2nd ed) London: Heinemann Physiotherapy, 33-110.
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y. et Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(9), 1043-1046.
- Cheng, P. T., Wu, S. H., Liaw, M. Y., Wong, A. M., & Tang, F. T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(12), 1650-1654.
- Chou, S. W., Wong, A. M., Leong, C. P., Hong, W. S., Tang, F. T. et Lin, T. H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42-47.

- Coghlin, C. et McFadyen, D. (1994). Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clin Biomech*, 9, 85-92.
- Colebatch, J. G. et Gandevia, S. C. (1989). The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 112 (Pt 3), 749-763.
- Crosbie, J., Herbert, R. D. et Bridson, J. T. (1997). Intersegmental dynamics of standing from sitting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(4), 227-235.
- Dean, C. M., Richards, C. L. et Malouin, F. (2000). Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(4), 409-417.
- Desjardins, P., Nadeau, S., Gravel, D. et Roy, G. (2004). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when seated, rising from a chair and sitting down. *Canadian Society for Biomechanics, Waterloo, Ontario, August 2004 (abstract)*.
- Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T. et Scheer, D. (1984). Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther*, 64(1), 19-23.
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E. et Villa, Y. (2004). Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 261-267.
- Dombovy, M. J. (1993). Rehabilitation and the course of recovery after stroke. *Stroke: populations, cohorts and clinical trials*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 218-237.
- Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Roebroek, M. E. et Lankhorst, G. J. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech*, 27(11), 1299-1307.
- Duncan, P. W. (1994). Stroke disability. *Phys Ther*, 74(5), 399-407.
- Eng, J. J. et Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(8), 1138-1144.
- Engardt, M. (1994). Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scand J Rehabil Med*, 26(2), 65-69.
- Engardt, M. (1994). Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 31, 1-57.

- Engardt, M. et Knutsson, E. (1994). Dynamic thigh muscle strength after auditory feedback training of body weight distribution in stroke patients. *Physio Theory and Practice*, 10, 103-112.
- Engardt, M. et Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med*, 24(2), 67-74.
- Engardt, M., Ribbe, T. et Olsson, E. (1993). Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med*, 25(1), 41-48.
- Eriksrud, O. et Bohannon, R. W. (2003). Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Phys Ther*, 83(6), 544-551.
- Fleckenstein, S. J., Kirby, R. L. et MacLeod, D. A. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech*, 21(11), 915-918.
- Fondation des maladies du cœur du Canada (1999). Le nouveau visage des maladies cardiovasculaires et des accidents vasculaires cérébraux au Canada. *Ottawa, Canada*.
- Fondation des maladies du cœur du Canada (2002). Statistiques et documentation - statistiques - accidents vasculaires cérébraux (AVC). Données du 27 août 2006 sur le site <http://ww2.heartandstroke.com>.
- Fowler, V. et Carr, J. (1996). Auditory feedback: Effects on vertical force production during standing up following stroke. *Int J Rehabil Res*, 19(3), 265-269.
- Goulart, F. R. et Valls-Sole, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol*, 110(9), 1634-1640.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the chedoke-mcmaster stroke assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Gravel, D., Richards, C. L. et Fillion, M. (1988). Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *J Biomech*, 21(2), 89-96.
- Gross, M. M., Stevenson, P. J., Charette, S. L., Pyka, G. et Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture*, 8(3), 175-185.

- Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M. et Mauritz, K. H. (1994). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 26(3), 161-166.
- Hesse, S., Schauer, M., Petersen, M. et Jahnke, M. (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med*, 30(2), 81-86.
- Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M. et Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *J Neurophysiol*, 82(6), 3021-3029.
- Hof, A. L. (1992). An explicit expression for the moment in multibody systems. *J Biomech*, 25(10), 1209-1211.
- Hughes, M. A., Myers, B. S. et Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech*, 29(12), 1509-1513.
- Hutchinson, E. B., Riley, P. O. et Krebs, D. E. (1994). A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(2), 49-56.
- Ikedo, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O. et Hodge, W. A. (1991). Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Phys Ther*, 71(6), 473-481.
- Jeng, S. F., Schenkman, M., Riley, P. O. et Lin, S. J. (1990). Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. *Phys Ther*, 70(8), 511-520.
- Kawagoe, S., Tajima, N. et Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci*, 5(2), 124-133.
- Kelley, D., Dainis, A. et Wood, G. (1976). Mechanics and muscular dynamics of rising from a seated position. 127-134.
- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A. et Mollan, R. A. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(4), 236-245.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H. et Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(4), 236-246.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwar, T., Sumi, N., Koyama, Y. et Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(10), 1095-1099.

- Kralj, A., Jaeger, R. J. et Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation. *J Biomech*, 23(11), 1123-1138.
- Lee, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Cheng, P. T. et Lin, P. S. (1997). Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 76(5), 401-410.
- Levin, M. F. et Hui-Chan, C. W. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by tens is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 85(2), 131-142.
- Lomaglio, M. J. et Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*, 22(2), 126-131.
- Marque, P., Felez, A., Puel, M., Demonet, J. F., Guiraud-Chaumeil, B., Roques, C. F., et al. (1997). Impairment and recovery of left motor function in patients with right hemiplegia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 62(1), 77-81.
- Mazzà, C., Stanhope, S. J., Taviani, A. et Cappozzo, A. (2006). Biomechanic modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 87.
- Millington, P. J., Myklebust, B. M. et Shambes, G. M. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(7), 609-617.
- Moskowitz, E. (1969). Complications in the rehabilitation of hemiplegic patients. *Med Clin North Am*, 53, 541-559.
- Mourey, F., Grishin, A., d'Athis, P., Pozzo, T. et Stapley, P. (2000). Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: A comparison between young and elderly subjects. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(9), B425-431.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B. et Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(2), 125-135.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B. et Goyette, M. (1996). Preloading and range of motion effect on plantarflexor muscle performance. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(10), 1000-1004.
- Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A. et Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys Ther*, 66(11), 1708-1713.
- O'Sullivan, S. B. et Schmitz, T. J. (2001). Physical rehabilitation: Assessment and treatment (fourth ed.). Philadelphia: F.A. Davis Company.

- Pai, Y. C. et Rogers, M. W. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, 22(3), 378-384.
- Pai, Y. C. et Rogers, M. W. (1991). Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, 23(2), 225-230.
- Pai, Y. C. et Rogers, M. W. (1991). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(11), 881-885.
- Papa, E. et Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*, 33(9), 1113-1122.
- Park, E. S., Park, C. I., Lee, H. J., Kim, D. Y., Lee, D. S. et Cho, S. R. (2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture*, 17(1), 43-49.
- Perennou, D., Benaim, C., Rouget, E., Rousseaux, M., Blard, J. M. et Pelissier, J. (1999). [postural balance following stroke: Towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere]. *Rev Neurol (Paris)*, 155(4), 281-290.
- Perennou, D. A., Amblard, B., Leblond, C. et Pelissier, J. (1998). Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett*, 252(2), 75-78.
- Richards, C., Malouin, F., Durand, A. et Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor task.
- Richards, C. L., Malouin, F. et Dean, C. (1999). Gait in stroke: Assessment and rehabilitation. *Clin Geriatr Med*, 15(4), 833-855.
- Riley, P. O., Krebs, D. E. et Popat, R. A. (1997). Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 5(4), 353-359.
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W. et Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *J Biomech*, 24(1), 77-85.
- Rodosky, M. W., Andriacchi, T. P. et Andersson, G. B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*, 7(2), 266-271.
- Roebroek, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R. et Lankhorst, G. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech*, 9(4), 235-244.
- Roy, G. (2004). Asymétrie et faiblesse musculaire lors des tâches de se lever et de s'asseoir chez l'adulte avec une hémiparésie. *Mémoire de maîtrise, Université de Montréal, École de réadaptation, 2004.*

- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J. et Piote, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech*, 21(6), 585-593.
- Sackley, C. M. (1990). The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physio Theory and Practice*, 6, 179-185.
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E. et Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(9), 1204-1212.
- Santé Canada (2000). Le nouveau visage des maladies cardio-vasculaires et des accidents vasculaires cérébraux au Canada. *Ottawa, Canada*.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W. et Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*, 70(10), 638-648.
- Schultz, A. B., Alexander, N. B. et Ashton-Miller, J. A. (1992). Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech*, 25(12), 1383-1391.
- Shepherd, R. B. et Gentile, A. M. (1994). Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. *Human Movement Science*, 13, 817-840.
- Shepherd, R. B. et Koh, H. P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med*, 28(2), 79-88.
- Stevens, C., Bojsen-Moller, F. et Soames, R. W. (1989). The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 58(7), 687-692.
- Tanaka, S., Hachisuka, K. et Ogata, H. (1997). Trunk rotatory muscle performance in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 76(5), 366-369.
- Tanaka, S., Hachisuka, K. et Ogata, H. (1998). Muscle strength of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 77(4), 288-290.
- Taub, E., Miller, N. E., Novack, T. A., Cook, E. W., 3rd, Fleming, W. C., Nepomuceno, C. S., et al. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(4), 347-354.
- Tsuji, I. et Nakamura, R. (1987). The altered time course of tension development during the initiation of fast movement in hemiplegic patients. *Tohoku J Exp Med*, 151(2), 137-143.



- Turnbull, G. I., Charteris, J. et Wall, J. C. (1995). A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 27(3), 175-182.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D. et McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(6), 653-660.
- Wheeler, J., Woodward, C., Ucovich, R. L., Perry, J. et Walker, J. M. (1985). Rising from a chair. Influence of age and chair design. *Phys Ther*, 65(1), 22-26.
- Winter, D. A. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech*, 13(11), 923-927.
- Winter, D. A. (1991). The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. *Second Edition*, University of Waterloo Press, 75-85.
- Yoshida, K., Iwakura, H. et Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. *Scand J Rehabil Med*, 15(3), 133-140.

# **ANNEXE I**

## **CERTIFICAT D'ÉTHIQUE**

## Certificat d'éthique

Le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche (S24-IRM-2003-06) intitulé :

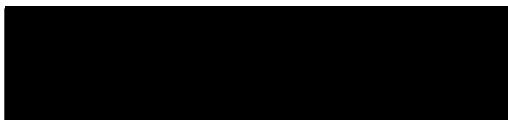
**« Étude des stratégies motrices lors du passage de la position assise à debout (PAD) et debout assis (PDA) sur la performance de cette activité fonctionnelle chez le sujet hémiparétique. »**

Présenté par: Sylvie Nadeau

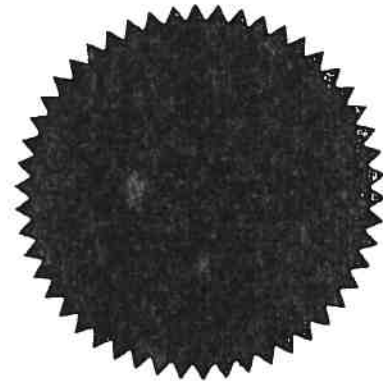
Le Comité a conclu que cette recherche est acceptable sur le plan de l'éthique. Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant: **Institut de réadaptation de Montréal.**

Le CÉR demande à être informé de tout futur changement qui pourrait être apporté à la présente recherche.

Ce certificat est valable pour un an.



Me Michel T. Giroux  
Président du CÉR



Date d'émission  
4 novembre 2004

## **ANNEXE II**

### **FORMULAIRE DE CONSENTEMENT**



Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche

N'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire

### Identification du bénéficiaire

**Nom:**

**Date de naissance:**

**No. de dossier:**

Je, soussigné(e), \_\_\_\_\_, consens par la présente à participer au projet de recherche suivant dans les conditions décrites ci-dessous :

### TITRE DU PROJET:

Étude du lien entre la faiblesse musculaire et les asymétries motrices lors du passage de la position assise à debout et debout à assise chez l'adulte avec une hémiparésie

### RESPONSABLES:

Sylvie Nadeau:	Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation de Montréal (IRM)
Denis Gravel:	Chercheur, CRIR, site IRM
Francine Malouin:	Chercheure, Centre Interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRD PQ)
Brad McFadyen:	Chercheur, CIRRIS, IRDPQ
Julie Lecours:	Étudiante à la maîtrise, programme de Sciences Biomédicales, option réadaptation, Université de Montréal
Luci Teixeira-Salmela:	Stagiaire postdoctorale, Institut de réadaptation de Montréal

### OBJECTIF DU PROJET:

Cette étude est conduite auprès de personnes ayant une hémiparésie. Elle vise à déterminer si la faiblesse musculaire des membres inférieurs et des muscles du tronc est reliée aux

stratégies de mouvements et d'efforts utilisées pour réaliser le passage de la position assise à debout et debout à assise.

### **NATURE DE MA PARTICIPATION:**

Si vous acceptez de participer à cette étude, nous vous demanderons de vous présenter à deux évaluations au laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM). Au cours de la première évaluation, nous évaluerons votre condition clinique par des tests et des questionnaires standardisés. Ceci nous permettra de décrire votre statut physique et fonctionnel. Par la suite, nous évaluerons la tâche de vous lever d'une chaise (PAD) et de vous asseoir (PDA). Pour ce faire, nous collerons, à l'aide de rubans adhésifs, des marqueurs actifs sur le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds et nous enregistrerons vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez au sol et sur le siège de la chaise, à l'aide de plates-formes de force. Au cours des essais, nous allons modifier les conditions d'évaluation en changeant la hauteur du siège, la position de vos pieds et l'appui de vos mains. Au total, vous effectuerez au plus 20 répétitions de PDA et PAD. Lors de la deuxième évaluation (généralement effectuée le lendemain ou une autre journée à votre convenance), nous évaluerons votre force musculaire maximale au tronc, à la hanche, au genou et à la cheville. Ces mesures de force seront prises avec un dynamomètre instrumenté de marque Biodex. Les évaluations seront faites par l'équipe de recherche du laboratoire de pathokinésiologie et comprendra une physiothérapeute assistée du chercheur principal et du coordonnateur du laboratoire. Chacune des évaluations durera environ 3 heures.

### **AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION:**

Il n'y a pas d'avantages personnels à participer à cette recherche.

### **INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION:**

Il n'y a aucun risque particulier associé aux techniques utilisées. Il se peut que les efforts demandés provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire.

### **RISQUE:**

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir, sur la plan médical, aucun risque que ce soit. Il est également entendu que ma participation n'aura aucun effet sur tout traitement médical auquel je pourrais éventuellement être soumis.

**INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET:**

On devra répondre, à ma satisfaction, à toutes questions que je poserai à propos du projet de recherche auquel j'accepte de participer.

**ACCÈS À MON DOSSIER:**

J'accepte que les personnes responsables de ce projet aient accès à mon dossier médical.

**AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS:**

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard.

**RETRAIT DE MA PARTICIPATION:**

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre ; il est également entendu que je pourrai, à tout moment, mettre un terme à ma participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai droit.

**CONFIDENTIALITÉ:**

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles.

---

Si vous avez des questions spécifiques concernant les procédures et le déroulement de la recherche, vous pouvez communiquer avec les responsables du projet au numéro de téléphone suivant : (514) 340-2078. Vous demandez Dre Sylvie Nadeau ou Julie Lecours.

Je déclare avoir lu et/ou compris les termes de la présente formule.

\_\_\_\_\_  
Signature de l'intéressé (e)

Date : \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Signature d'un témoin

Date : \_\_\_\_\_

Je, soussigné(e), \_\_\_\_\_, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé(e) les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il (elle) m'a posées à cet égard et (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

**(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)**



## **ANNEXE III**

### **ABRÉGÉS**

# TRUNK MOVEMENTS IN THE FRONTAL PLANE ARE A DETERMINANT OF WEIGHT-BEARING ASYMMETRY DURING RISING FROM A CHAIR IN PERSONS WITH HEMIPARESIS AND HEALTHY SUBJECTS

Julie Lecours<sup>1,2</sup>, Sylvie Nadeau<sup>1,2</sup>, Denis Gravel<sup>1,2</sup>, Guylaine Roy<sup>1,2</sup>, Luci Teixeira-Salmela<sup>3</sup>, France Piotte<sup>1,2</sup>, Pierre Desjardins<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation de Montréal, Institut de réadaptation de Montréal,

<sup>2</sup>École de Réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada,

<sup>3</sup>Universidade Federal de Minas Gerais, Department of Physical Therapy, Belo Horizonte, Brésil

## INTRODUCTION

The inability to rise from a chair is recognised as a disabling condition. This task can be difficult to accomplish for individuals with hemiparesis following a stroke<sup>1</sup>. During this task, hemiparetic persons place more weight on the unaffected lower limb than on the affected one<sup>2,3</sup>. They also show trunk movements towards the unaffected side with corresponding displacements of the body center of gravity<sup>4</sup>. This study examined the relationship between the trunk movements in the frontal plane and the weight-bearing asymmetry during sit-to-stand (STS) task in healthy and hemiparetic subjects.

## METHODS

Seventeen hemiparetic subjects (HS:  $49.7 \pm 11.3$  years) and 15 healthy controls (HC:  $56.1 \pm 10.9$  years), able to stand up independently from a standard chair without using their upper limbs, participated in the study. The HS were 6 months to 6 years post-stroke and 12 presented a left-sided hemiparesis. They had a mean natural walking speed of  $0.84 \pm 0.26$  m/s. Subjects were required to stand up at natural speed from an instrumented chair adjusted to individual's knee height using three different feet positions: spontaneous (SP), symmetric (S) and asymmetric with the affected foot placed behind the unaffected foot (AS-A) for the HS or with the dominant foot placed behind the non-dominant foot (AS-D) for the HC. The ground reaction forces under each foot were measured by two force plates embedded in the floor. Kinematic data of the trunk and lower limbs were recorded with an Optotrak system and infrared markers. The main dependant variable was the weight-bearing asymmetry ( $WB_{ASYM}$ ) estimated with the vertical reaction forces (VRF) between sides [VRF non dominant side (or affected side) / VRF dominant side (or unaffected side)]. From the 3D marker coordinates, two trunk movements were calculated: absolute translation, estimated by the lateral displacements of the neck joint center, and side flexion corresponding to the angle between the trunk longitudinal axis projected in the subject frontal plane and the vertical axis. These parameters were analysed at seat-off (no chair contact) for two trials executed for each foot condition. Pearson correlation coefficients ( $r$ ) were used to assess the relationship between the  $WB_{ASYM}$  and the trunk movements.

## RESULTS AND DISCUSSION

For the HS at the seat-off, the  $WB_{ASYM}$  was modified by the feet positions. The mean values ranged from 0.67 to 0.87 with less asymmetry observed with asymmetrical feet placement (AS-A). In contrast, HC showed asymmetrical WB in the asymmetrical feet condition ( $0.74 \pm 0.22$ ) whereas they spontaneously performed symmetrically ( $1.0 \pm 0.12$ ). For this group, no differences were observed in the  $WB_{ASYM}$  between the SP and S feet conditions. Regarding the mean (SD) trunk movements, the absolute translation and side flexion were 6.1cm (3.7) and 12.1° (6.1), 5.6cm (4.1) and 11.0° (6.5) and 2.6 cm (3.9) and 6.2° (5.8) for the SP, S and AS-A conditions, respectively. The corresponding values for the HC were 1.7cm (2.6) and 2.4° (2.7), 2.2cm (1.8) and 3.2° (2.7) and 5.0cm (2.5) and 8.2° (3.7). Thus, in both groups, regardless of the feet

position, the most important trunk movements were observed in feet conditions having the most important  $WB_{ASYM}$ . For both groups, the association between the  $WB_{ASYM}$  and the absolute trunk translation was good whereas it was less for side flexion angle in the HS (Fig.1). Moreover, the results showed that the trunk parameters were interrelated (HS:  $r=0.60$ ; HC:  $r=0.83$ ; not presented). This was expected since the displacement of the neck joint center might be affected by both lateral displacement and inclination of the trunk.

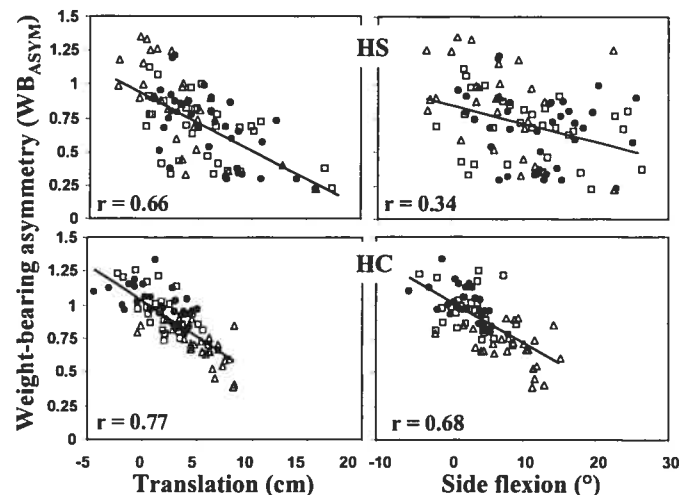


Fig.1: Scatter plots showing the association between the  $WB_{ASYM}$  and the trunk movements in both groups. Each symbol refers to a specific feet condition.

## SUMMARY

This study showed that  $WB_{ASYM}$  might be partly determined by the trunk movements in the frontal plane in HS. Interestingly, the asymmetrical limb-loading of the HC, created by altering the feet position, was also associated with increase trunk movements. This suggests that in rehabilitation, clinicians might be able to infer on the  $WB_{ASYM}$  by the observation of the trunk movements, particularly if they look at the absolute translation of the trunk. However, other analyses are required to further precise this association.

## REFERENCES

1. Linden D et al. (1994). Arch Phys Med Rehabil, 75:652-60.
2. Engardt M et al. (1992). Scand J Rehabil Med, 24: 67-74.
3. Roy G et al. (2006). Clin Biomech, [Epub ahead of print].
4. Hesse S et al. (1994). Scand J Rehab Med, 26: 161-166.

## ACKNOWLEDGEMENTS

Project supported by the REPAR and the CHIR. J. Lecours and Dr. Nadeau are supported by the FRSQ. Thanks to M. Goyette, Ing.

## TEMPORAL AND KINETIC ANALYSIS OF RISING FROM A CHAIR AND SITTING DOWN UNDER VARIOUS CONDITIONS IN HEALTHY SUBJECTS

Roy G, Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ

École de réadaptation, Université de Montréal et Centre de recherche site Institut de réadaptation du CRIR, (Québec) H3C 3J7, Canada

**OBJECTIVE:** The purpose was to assess the effect of speed, foot placement and seat height on temporal features and the symmetry of weight distribution under the thighs and feet during rising from a chair and sitting down. **RELEVANCE:** Rising and sitting down are demanding tasks but essential to attain independent living. Information about the effects of various seating and speed conditions on the performance of healthy subjects is needed to orient the training of these tasks. **SUBJECTS:** Seven healthy adults [mean age ( $\pm$ SD): 61.6 (10.6) years] participated in the study. **METHOD AND MATERIALS:** The participants were required to rise from a chair, to stand 3-4 seconds and to sit down under various conditions. Two trials were executed for each condition including two speeds: slow and natural; three foot positions: spontaneous, symmetrical and asymmetrical; and two seat heights: low and high. Four forceplates, one under each foot and each thigh, were used to record the vertical reaction force (VRF) during both tasks. The main dependant variables included task duration, VRF under each foot and thigh and an index of symmetry. **ANALYSIS:** Descriptive statistics as well as paired t-tests were used. **RESULTS:** The performance was not influenced by speed but placing one foot backward resulted in greater loading on the thigh and foot on that side. The change in foot position did not affect the temporal organization of the tasks. The symmetrical weight distribution on each side was almost perfect when the tasks were executed with symmetrical foot placement and a higher seat. **CONCLUSION:** This study indicated that, rather than speed, foot position and seat height influenced the symmetry of weight distribution. These findings should help in designing studies or training regimens for persons with reduced mobility capacity.

## FOOT POSITIONS AND ASYMMETRY OF VERTICAL REACTION FORCES DURING RISING FROM A CHAIR IN PERSONS WITH HEMIPARESIS

Guylaine Roy<sup>1,2</sup>, Sylvie Nadeau<sup>1,2</sup>, Denis Gravel<sup>1,2</sup>, Francine Malouin<sup>3</sup>, Brad McFadyen<sup>3</sup>, Julie Lecours<sup>1</sup>, France Piotte<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, site Institut de réadaptation de Montréal,

<sup>2</sup>École de Réadaptation, Université de Montréal, (Québec), Canada, H3S 3J4

<sup>3</sup>Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, IRDPQ et Université Laval, (Québec), Canada

### INTRODUCTION

Persons with hemiparesis, in addition to take more time to execute the task, use an asymmetrical limb-loading strategy when rising-up from a chair (Engardt and Olsson, 1992). This unequal limb-loading can be modified by foot placement (Brunt et al., 2002). However, it is not known if the foot placement also affects the limb-loading before seat off i.e. when the subjects still have the thighs in contact with the seat of the chair. This study examined the effect of foot placements on the asymmetry of limb-loading during the rising-up from a chair by measuring the vertical reaction forces (VRF) under the thighs and feet. The results of persons with hemiparesis are compared to those from a control group.

### METHODS

Twelve persons with a chronic hemiparesis (49.7 ± 9.0 years) and eight healthy subjects (61.6 ± 10.6 years) participated. The persons with hemiparesis had scores on the Chedoke McMaster Stroke Assessment Scale ranging from 2 to 6 and 3 to 6 for the foot and the leg, respectively. All were able to stand-up without using their hands and had walking speeds from 0.27 to 1.28 m/sec. The participants were required to rise at natural speed from an instrumented chair adjusted to individual's knee height. The seat of the chair was equipped with a force platform set-up that measured the forces under each thigh. Forces under each foot were also measured by two force plates embedded in the floor. Different foot conditions were assessed: spontaneous (SP), symmetric (S), asymmetric with the affected (AS-A), or dominant foot for the healthy subjects (AS-D) placed behind the non-dominant foot, and asymmetric with unaffected foot placed behind the affected foot (AS-UA). Four distinct events were identified during rising: onset (EV-O), the transition phase that corresponded to almost similar VRFs under the feet and thighs (EV-T), seat-off (EV-SO) and end of task (EV-E). The main dependant variable was an index of asymmetry ( $IA^{VRF}$ ) of the VRFs between sides, expressed in percent, as follows:  $IA^{VRF} = [VRF_{(foot\ and\ thigh\ combined)} - VRF_{of\ perfect\ symmetry}] / VRF_{of\ perfect\ symmetry}$ . Where perfect symmetry corresponded to equal forces on the right and left sides (total of VRF / 2). Data (mean of two trials) of healthy subjects and patients were compared at EV-T and EV-SO using statistical analyses (ANOVA and *t*-test) with a *p*-value adjusted for the number of comparisons.

### RESULTS AND DISCUSSION

Healthy subjects showed almost equal VRFs on both feet and thighs in the SP and S conditions at all events with a mean  $IA^{VRF}$  less than 5% (Fig. 1A). This agreed with results reported in previous studies (e.g. Engardt et Olsson., 1992). The AS-D foot placement increased the asymmetry significantly between sides at events EV-T and EV-SO to reach a mean level around 10%-15%. Persons with hemiparesis presented a high difference in loading between the affected and unaffected limbs in the SP, S and AS-UA conditions. This difference was lowered in the AS-A condition (affected foot behind) resulting in significantly less asymmetry between sides in comparison to the three others foot placements at EV-T and EV-SO ( $p < 0.003$ ;

Fig. 1B). It should be emphasised that the asymmetry observed at EV-T originated, in a similar proportion, from unequal VRFs at both the thighs and feet. This indicates that persons with hemiparesis already adopted an asymmetrical pattern before seat-off when forces are exerted by the thighs and feet. At EV-T, the patients were more asymmetrical than the controls for the SP and S conditions. No differences were observed between AS-D and AS-A and between AS-D and AS-UA. At EV-SO, the  $IA^{VRF}$  were different between groups for each condition except between AS-D and AS-A. No difference was obtained in the asymmetry between events EV-T and EV-SO for either group.

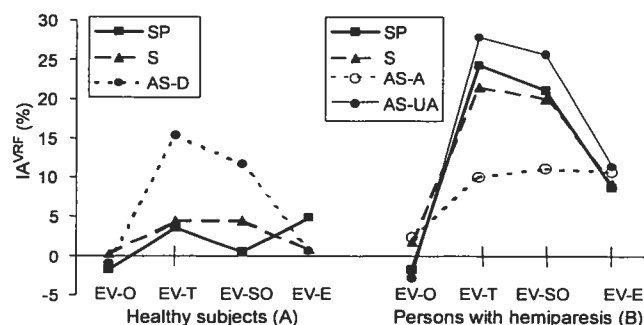


Fig. 1: Index of asymmetry of the VRF ( $IA^{VRF}$ )

### SUMMARY

Overall, persons with hemiparesis had a marked deviation from the perfect symmetry when they rose-up from a chair spontaneously. At transition phase (EV-T), the asymmetry was not different from that of seat-off (EV-SO). However, at transition, the asymmetry was due to unequal loading on both the thighs and feet. The results also showed that foot placement corresponding to the affected foot behind the unaffected foot can reduce the asymmetry at the transition (EV-T) and seat-off (EV-SO) events. In rehabilitation, clinicians encourage their patients to rise from a chair with the affected foot behind the good foot to increase loading on the affected lower limb. This clinical practice is well supported by the results of the present study and it contributes to better symmetry of the VRFs exerted by both thighs and foot.

### REFERENCES

- Engardt M, Olsson E. (1992). *Scand J. Rehab Med.*, 24, 67-74.  
Brunt D et al. (2002). *Arch Phys Med Rehabil.*, 83: 924-929.

### ACKNOWLEDGEMENTS

Supported by the REPAR/FRSQ, OPPQ and the CHIR. Dre Nadeau is holding a salary support from CHIR. The authors thank M. Desjardins, for his technical support.

## **ANNEXE IV**

**SOUSSION D'ARTICLE**

**Titre de l'article :**

Relationship between frontal trunk kinematic, foot position, weight-bearing and knee moment asymmetry during rising from a chair in healthy and hemiparetic persons

**Signature des coauteurs :**

Julie Lecours



Sylvie Nadeau



Denis Gravel



Luci Teixeira-Salmela

## ANNEXE II

### ACCORD DES COAUTEURS ET PERMISSION DE L'ÉDITEUR

#### A) Déclaration des coauteurs d'un article

Lorsqu'un étudiant n'est pas le seul auteur d'un article qu'il veut inclure dans son mémoire ou dans sa thèse, il doit obtenir l'accord de tous les coauteurs à cet effet et joindre la déclaration signée à l'article en question. Une déclaration distincte doit accompagner chacun des articles inclus dans le mémoire ou la thèse.

#### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Julie Lecours, [REDACTED]  
M.Sc. Sciences biomédicales – option réadaptation

#### 2. Description de l'article

Titre: Relationship between frontal trunk kinematic, foot position, weight-bearing and knee moment asymmetry during rising from a chair in healthy and hemiparetic persons  
Auteurs: Julie Lecours, Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Luci Teixeira-Salmela  
Article en préparation: sera soumis à la revue Journal of Rehabilitation Medicine

#### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Julie Lecours inclue cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre : *La relation entre les positions du tronc et les stratégies motrices utilisées par les personnes hémiparétiques lors du passage de la position assise à debout.*

\_\_\_\_\_  
Sylvie Nadeau  
Coauteur

[REDACTED]

6 sept 2006

Date

\_\_\_\_\_  
Denis Gravel  
Coauteur

[REDACTED]

6 sept 2006

Date

Signature

\_\_\_\_\_  
Luci Teixeira-Salmela  
Coauteur

[REDACTED]

Sept 15<sup>th</sup>, 2006

Date

Signature

#### B) Permission de l'éditeur d'une revue ou d'un livre

##### 1. Identification de la revue ou du livre

Nom au complet de la revue et du livre, adresse, date.

##### 2. Identification de l'éditeur ou des éditeurs

Nom au complet de l'éditeur ou des éditeurs.

##### 3. Identification de l'article

Auteurs, titre de l'article, numéro de la revue s'il y a lieu, pages initiale et finale, date.

L'étudiant \_\_\_\_\_ (nom de l'étudiant) \_\_\_\_\_ est autorisé à inclure l'article ci-dessus dans \_\_\_\_\_ (son mémoire de maîtrise ou sa thèse de doctorat) \_\_\_\_\_ qui a pour titre \_\_\_\_\_ (titre du mémoire ou de la thèse) \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Éditeur

\_\_\_\_\_  
Signature

\_\_\_\_\_  
Date